

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie
Klinikum rechts der Isar
der Technischen Universität München
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Optimierung eines roboterbasierten Versuchsaufbaus zur Bestimmung biomechanischer Eigenschaften des Kniegelenks in 6 Freiheitsgraden

Felix Gregor Regenfelder

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

- 1. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger**
- 2. apl. Prof. Dr. Dr. H.-P. Rechl**
- 3. Univ.-Prof. Dr. M. Halle**

Die Dissertation wurde am 21.11.2006 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 09.04.2008 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	4
2. Zielsetzung	7
3. Anatomie	9
3.1. Funktionelle Anatomie	9
3.2. Ligamentum cruciatum anterius	12
4. Biomechanik des Kniegelenks	14
4.1. Hintergrund	14
4.2. Biomechanische Grundlagen	14
4.2.1. Modell der überschlagenen Viergelenkkette	16
4.2.2. Gangpolkurve und Rastpolkurve.....	17
4.2.3. Sekundäre Bewegungen.....	20
4.3. Verfahren zur Bestimmung biomechanischer Gelenkeigenschaften	21
4.4. Biomechanische Untersuchung am Vorderen Kreuzband	26
4.4.1. Transplantatpositionierung beim ACL – Ersatz.....	26
4.4.2. Verfahren zur Kraftmessung am Vorderen Kreuzband.....	27
4.5. Einflußfaktoren auf biomechanische Messungen	29
4.5.1. Präparatspezifische Faktoren.....	29
4.5.2. Präparatunabhängige Einflußfaktoren	31
5. Material und Methoden	34
5.1. Untersuchung der globalen Biomechanik des Kniegelenks	34
5.1.1. Technischer Teil des roboterbasierten Versuchsaufbaus	34
5.2. Kraftmessung am Kreuzband und Positionierung des tibialen Ansatzes	42
5.2.1. Konstruktion der Verbindung des Kraftsensors zum Kreuzband	42
5.2.2. Präparation des Kreuzbandansatzes.....	44
5.3. Testung des Versuchsaufbaus	45
5.3.1. Genauigkeit des Meßaufbaus.....	45
5.3.2. Steifigkeit der Kreuzbandhalterung	46
5.4. Verwendete Präparate	48
5.5. Ablauf der Messungen	49
5.6. Direkte Kraftmessung am Vorderen Kreuzband	53
5.7. Korrektur der Präparatveränderungen	54
5.8. Auswertung / Darstellung der Ergebnisse	55
6. Ergebnisse	56
6.1. Messungen ohne Gelenkbelastung	58
6.1.1. Sekundäre Bewegungen bei Flexion.....	58
6.1.2. Kräfte im ACL bei Flexion.....	61

6.2. Messungen mit Gelenkbelastung	62
6.2.1. Anterior – posteriore Belastung.....	62
6.2.2. Innenrotation – Außenrotationsbelastung.....	65
6.2.3. Varus – Valgus – Belastung.....	67
6.3. Einfluß der Positionierung des ACL – Ansatzes auf die primären Bewegungen	70
6.3.1. Anterior – posteriore Translation.....	70
6.3.2. Innenrotation – Außenrotation.....	72
6.3.3. Varus – Valgus – Angulation.....	74
6.4. Einfluß der Positionierung des ACL – Ansatzes auf die sekundären Bewegungen	76
6.4.1. Sekundäre Bewegungen bei anterior – posteriorer Belastung.....	76
6.4.2. Sekundäre Bewegungen bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung.....	77
6.4.3. Sekundären Bewegungen bei Varus – Valgus – Belastung.....	81
6.5. Einfluß der ACL – Positionierung auf die Kräfte im ACL	84
6.5.1. Kräfte im ACL bei anterior – posteriorer Belastung.....	84
6.5.2. Kräfte im ACL bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung.....	93
6.5.3. Kräfte im ACL bei Varus – Valgus – Belastung.....	101
7. Diskussion	109
7.1. Optimierung des roboterbasierten Meßsystem	110
7.1.1. Systematische Optimierung des Meßsystems.....	110
7.1.2. Einflußfaktoren bei biomechanischen Analysen.....	115
7.1.3. Ergebnisauswahl.....	125
7.2. Methodik zur direkten Kraftmessung und Positionierung des Vorderen Kreuzbands ..	127
7.2.1. Kraftmessung.....	127
7.2.2. Positionierung.....	129
7.2.3. Ergebnisauswahl.....	132
7.3. Konsequenzen für zukünftige Studien	134
8. Zusammenfassung	137
9. Abkürzungsverzeichnis	139
10. Abbildungsverzeichnis	140
11. Tabellenverzeichnis	144
12. Literaturverzeichnis	145
13. Anhang	156
14. Danksagung	168

1. Einleitung

Das Verständnis der Biomechanik ist unersetzlich für die Therapie von Verletzungen des Kniegelenks. Bis heute gibt es, trotz unzähliger Veröffentlichungen, keine einheitliche Meinung zur Versorgung von Verletzungen, insbesondere von Rupturen des Vorderen Kreuzbands. [Amis 1998] schrieb im Konsensusbericht des ESSKA (European Society of Sporttraumatology, Knee Surgery and Arthroscopy) Workshops (Fribourg, Schweiz, 1996), der sich mit der Kreuzbandersatzplastik beschäftigte: „... but also provided some reassurance for individual readers that they are not alone in not knowing what is the optimal tensioning protocol, in relation to their particular choices of graft, tunnel placements and rehabilitation. It may yet be shown that biological factors nullify the biomechanical niceties!“. Im Grunde ist nicht nur die Auswirkung einer Ersatzplastik weitgehend unklar, selbst die funktionelle Anatomie des physiologischen Kreuzbands wird kontrovers diskutiert.

Als wesentlicher Parameter für die Funktion eines Kreuzbandtransplantats wird derzeit die Stabilität – klinisch und radiologisch verifiziert – und die subjektive Belastbarkeit des Kniegelenks angesehen. Klinische Studien zeigten mehr als fünf Jahre postoperativ ein unbefriedigendes Ergebnis zwischen 16% und 30% in Bezug auf die anteriore Translation [Aglietti 1997, Bach 1998]. [Diekstall 1999] zeigten im Langzeitverlauf radiologisch eine ausgeprägte Arthrose, sowohl bei operativ als auch bei konservativ behandelten Kreuzbandverletzungen. Jedoch zeigt sich hier keine einheitliche Lokalisation der Arthrose. Während [Scarvell 2005] und [Andriacchi 2006] eine ausgeprägte Arthrose im medialen Gelenkbereich fanden, zeigten [Lee 2005], daß der Schwerpunkt der Arthrose im lateralen Kompartiment zu finden ist. Da die Entwicklung der Arthrose selbst nach einer ACL – Rekonstruktion (Vordere Kreuzband – Rekonstruktion) mit einer Wiederherstellung der anterioren Translation und einer hohen subjektiven Zufriedenheit der Patienten zu beobachten ist, muß davon ausgegangen werden, daß es noch andere Parameter gibt, die den vorzeitigen Gelenkverschleiß begünstigen. Hierzu zählen die sekundären Bewegungen im Gelenk. Als Beispiel für eine sekundäre Bewegung kann die Rotation am Ende der Extension angegeben werden (sog. Schlußrotation). Durch sekundäre Bewegungen wird die optimale Funktion des Kniegelenks erst ermöglicht. Um diese zu bestimmen, sind exakte und umfangreiche Untersuchungen an einem Präparat notwendig.

Einen wesentlichen Schritt zur detaillierten Untersuchung der Funktion des Kniegelenks machte die Arbeitsgruppe um Fu und Woo (Pittsburgh, USA) Anfang der 1990er Jahre. Sie verwendeten einen Roboter, kombiniert mit einem Kraft – Momenten – Sensor (Universal – Force – Sensor, UFS), zur Bestimmung biomechanischer Gelenkeigenschaften. Zuvor wurden verschiedenste Verfahren zur Untersuchung biomechanischer Gelenkeigenschaften beschrieben. Sie reichten von klinischen und anatomischen Beobachtungen, über einfache manuelle Prüfstände, Universalprüfgeräte bis zu speziellen Konstruktionen. In den meisten Fällen konnte jedoch nur ein Teil der möglichen Bewegungen im Kniegelenk mit einer limitierten Anzahl an Belastungen und Gelenkstellungen bestimmt werden. Bewegungen, Bezugspunkte und die Darstellung der Ergebnisse variierten teilweise erheblich. Nur die

Robotertechnik bietet die Möglichkeit der Messung in sechs Freiheitsgraden im kartesischen Raum (drei Translationen und drei Rotationen) und eine sehr hohe technische Genauigkeit [Fujie 1993, 1995; Gilbertson 1999, Hurschler 2001]. Jeder Freiheitsgrad kann positionskontrolliert oder kraftkontrolliert untersucht werden. Die Verwendung beider Möglichkeiten für verschiedene Freiheitsgrade wird als Hybridsteuerung bezeichnet [Fujie 1993, Gabriel 2004, Mow 1997]. Die kraftkontrollierte Messung stellt hohe Anforderungen an die Hard- und Software des Roboters. Dies wissen wir aus persönlichen Gesprächen mit einem ehemaligen Mitarbeiter der Gruppe um Fu (PD Dr. med. A. Burkart, ehemaliger Oberarzt der Sportorthopädischen Abteilung der Klinik für Orthopädie / TU München), die bei der Einstellung des Systems mehrere Präparate durch eine mangelnde Kontrolle der Kräfte zerstörte. In deren Setup wurde keine echte Kraftregelung verwendet, sondern Sollpositionen definiert und diese von einem unterlagerten Positionsregler angefahren. Zur Schnelligkeit des Reglers wurde nichts publiziert. Fujie et al. sprechen lediglich von einer relativ langsamen Reglertgeschwindigkeit („relatively slow overall control speed“) [Fujie 1993]. Eine kraftkontrollierte Steuerung ist aber essentiell, um durch eine hohe Meßauflösung kleinste, bisher vielleicht unerkannte, Unterschiede in den auftretenden Kräften und Bewegungen verifizieren zu können.

Ein wesentliches Problem biomechanischer Analysen anatomischer Präparate ist die geringe Meßgeschwindigkeit. Diese führt zu einer langen Meßdauer. Hierdurch kommt es zu starken Präparatveränderungen durch Autolyse, was eine Reduktion der Anzahl an möglichen Gelenkstellungen und Lasteinleitungen an einem Präparat zur Folge hat. Die verschiedenen Forschergruppen waren durch diese Probleme gezwungen, nur eine Auswahl an Gelenkstellungen und Lastsimulationen an einem Präparat zu messen. Die Vergleichbarkeit der veröffentlichten Daten war somit eingeschränkt, da nicht alle Messungen unter den gleichen Bedingungen erfolgten.

Um die Funktion des Vorderen Kreuzbands besser zu verstehen, versuchten Forschergruppen Kraftmessungen am ACL durchzuführen. Dadurch sollten vergleichende Messungen zwischen dem anatomischen Kreuzband und einem Transplantat ermöglicht werden. Alle Forschergruppen, die sich mit Kraftmessungen am Vorderen Kreuzband beschäftigten, haben die anatomische Position nicht verändert, bzw. versucht, die in der Literatur [Amis 1998] empfohlene Positionierung für Transplantate zu verwenden [Dürselen 1995, Holden 1994, Markolf 1990, 1993, 1996, 1998a, 1998b; Rupp 1999, Sakane 1997, Shapiro 1991, Wascher 1993, Xerogeanes 1995]. Auch wurden die Auswirkungen bei der Verwendung des originalen Kreuzbands als Transplantat bisher nicht untersucht. Es sind uns keine Studien bekannt, die sich mit der Positionierung des anatomischen Kreuzbands als physiologisches Transplantat beschäftigten. Die Verwendung des anatomischen Kreuzbands hat jedoch einen entscheidenden Vorteil gegenüber der Verwendung von Transplantaten: es wird nur ein Parameter verändert. Bei Verwendung eines Transplantats und einer unterschiedlichen Platzierung werden mindestens zwei Parameter verändert. Somit kann die Veränderung der Kinematik nicht eindeutig zugeordnet werden.

Bei der Optimierung biomechanischer Versuche muß das oberste Ziel eine Verbesserung der Meßgeschwindigkeit sein. Daraus resultiert nicht nur eine Reduzierung der Meßdauer, sondern auch eine Verbesserung der Genauigkeit. Dies wird durch eine größere Zahl an Gelenkstellungen und kleineren Kraftschritten erreicht. Weiter müssen Koordinatensysteme, Kraftpunkte, Gelenkstellungen und die Wertedarstellung exakt beschrieben sein, um eine Vergleichbarkeit verschiedener Arbeiten zu gewährleisten. Ein zusätzliches Ziel muß es sein, einzelne Parameter verändern zu können. Nur so kann man zu detaillierteren Ergebnissen und einem besseren Verständnis der Funktion einzelner Kniebinnenstrukturen und der Auswirkung von Verletzungen gelangen.

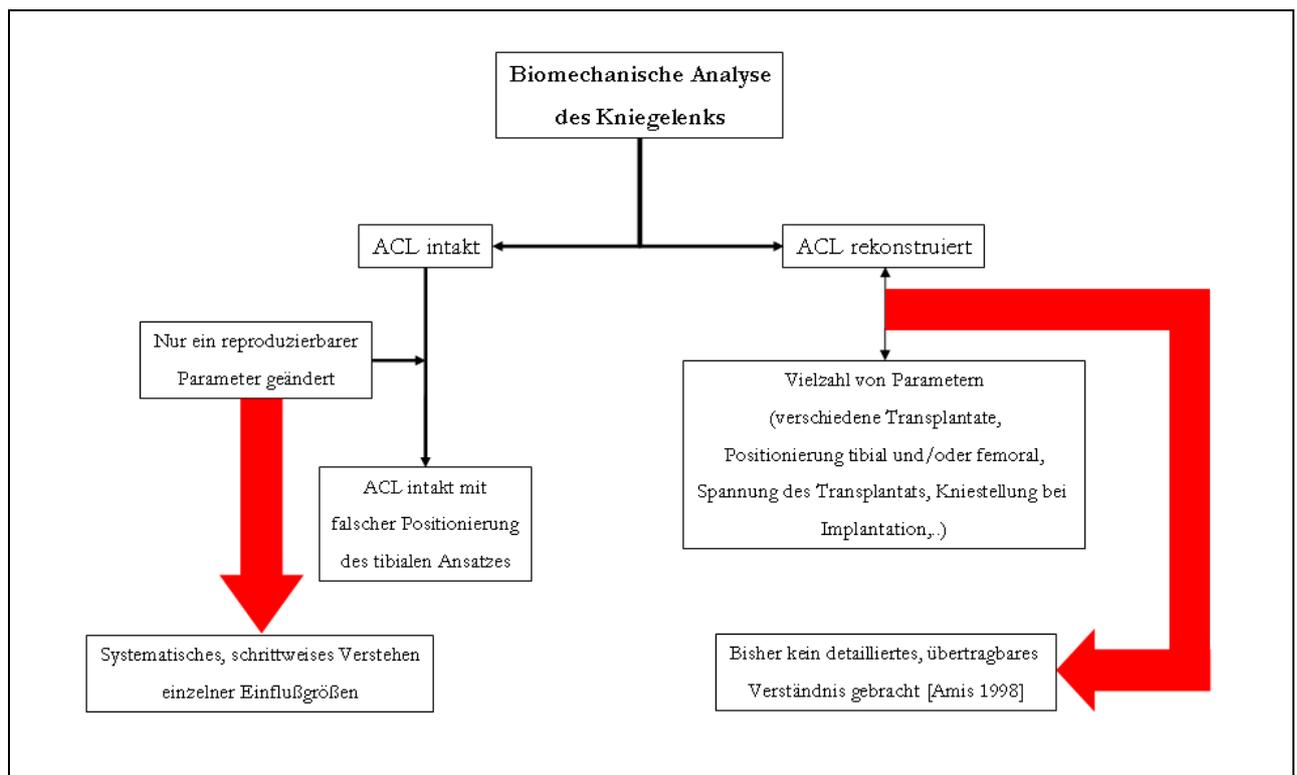


Abbildung 1: Möglichkeiten der biomechanischen Analyse des Kniegelenks unter besonderer Beachtung des Vorderen Kreuzbands.

2. Zielsetzung

Mit dieser Arbeit sollten zwei Ziele erreicht werden:

1. Entwicklung eines roboterbasierten Analysesystems biomechanischer Gelenkeigenschaften, mit einer Verbesserung der Genauigkeit und Meßgeschwindigkeit gegenüber bisherigen Versuchsaufbauten.
2. Entwicklung einer Meßapparatur zur direkten Kraftmessung und exakten Bestimmung der Auswirkung einer transversalen Verschiebung des tibialen Kreuzbandansatzes auf die Kinematik des Kniegelenks und die Kräfte im Vorderen Kreuzband.

Das erste Ziel dieser Arbeit, ein roboterbasiertes Analysesystem biomechanischer Gelenkeigenschaften, sollte in Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik / TU München entwickelt werden. Es sollte das bekannte Verfahren nach [Fujie 1993] und der Arbeitsgruppe in Pittsburgh weiterentwickelt werden. Hierbei sollte insbesondere die Steuerung des Roboters, durch eine Steigerung der Steuerfrequenz, verbessert werden [Frey 2005]. Das in Pittsburgh verwendete System arbeitete mit einer Steuerrate von unter 100 Hz je Freiheitsgrad, was für eine umfangreiche Messung bei weitem nicht ausreichend ist. Eine vollständige Untersuchung an einem Präparat würde so mehrere Tage dauern. Weiter konnte auf Grund der unzureichenden kraftkontrollierten Steuerung nur eine geringe Ortsauflösung der Meßdaten erfolgen. Das von uns zu entwickelnde Setup sollte an mehreren anatomischen Präparaten, im Vergleich zu publizierten Daten anderer Forschergruppen, überprüft werden. Diese Weiterentwicklung sollte eine schnellere, detailliertere und exaktere Messung als bisher ermöglichen. Dies ist besonders wichtig, um an einem Präparat eine möglichst große Anzahl verschiedener Untersuchungen durchführen zu können, ohne daß es zu einer signifikanten Verfälschung der Ergebnisse durch Autolyse kommt. Unser Ziel war es, an einem Präparat Messungen über einen Flexionsbereich zwischen 5° Extension bis maximal 120° Flexion, mit einer Lasteinleitung in anterior – posteriorer Richtung, Varus – Valgus und Innenrotation – Außenrotation, durchzuführen. Hierbei sollten maximale Flexionsschritte von 15° untersucht werden. Die Belastung des Gelenks sollte in Inkrementen von 5 N für die anterior – posteriore Lasteinleitung und von 0,25 Nm für die Rotation, bzw. Angulation erfolgen. Die Messungen sollten in fünf Freiheitsgraden erfolgen. In dieser Exaktheit sind uns keine Literaturdaten bekannt. Die Messungen sollten inklusive Präparation an einem Tag durchführbar sein.

Das zweite Ziel der Arbeit, eine Methodik zur direkten Kraftmessung und Positionierung des tibialen Kreuzbandansatzes in Kombination mit der Robotertechnik zu entwickeln, sollte mit einem Versuchsansatz erreicht werden, bei dem das anatomische Vordere Kreuzband als physiologisches Transplantat verwendet wird. Hierbei sollte der Einfluß einer Fehlpositionierung des tibialen Ansatzes parallel zum Tibiaplateau untersuchbar sein. Die Verschiebung des Kreuzbandansatzes sollte über einen parallel zum Tibiaplateau montierten Linearverschiebetisch erfolgen. Durch eine Anpassung der

Steuerung und des Setups sollte eine simultane Datenaufzeichnung der Kräfte in allen anatomischen Achsen des Kreuzbands, sowie der Bewegungen und Kräfte / Momente im Kniegelenk erfolgen. Erste Ergebnisse im Sinne einer Machbarkeitsstudie sollten vorgestellt werden.

Aus der obigen Zielsetzung ergaben sich folgende Aufgaben:

1. Weiterentwicklung des bekannten Messverfahrens auf Roboterbasis zur Bestimmung biomechanischer Eigenschaften des Kniegelenks durch eine Steigerung der Steuerfrequenz und eine Verbesserung der Bedienbarkeit des Setups
2. Verbesserung der kraftkontrollierten Steuerung um eine höhere Ortsauflösung bei den Messungen zu erreichen und um signifikante Veränderungen am Präparat zu verhindern [Frey 2004]
3. Etablierung eines pneumatischen Sicherheitssystems zwischen Roboter und Präparat um den Schutz des Präparats und des Roboters sicherzustellen
4. Entwicklung einer grundlegenden Methodik, welche in Zukunft vergleichende Messungen zwischen unterschiedlichen Positionierungen des tibialen Ansatzes des Vorderen Kreuzbands an einem Präparat ermöglicht
5. Kombination der Positionierungsmöglichkeit, mit einer direkten Kraftmessung am Vorderen Kreuzband, zur zeitgleichen Bestimmung der Kräfte im ACL und der veränderten Kinematik des Gelenks
6. Vorstellung erster Ergebnisse des Einflusses der Positionierung des tibialen Kreuzbandansatzes auf die Kräfte im Vorderen Kreuzband
7. Literaturvergleich der Meßergebnisse

3. Anatomie

3.1. Funktionelle Anatomie

Das Kniegelenk, das größte Gelenk des Menschen, besteht aus zwei Gelenken, welche in eine Kapsel eingeschlossen sind. Das Femur artikuliert mit der Patella im Femoropatellargelenk (*Articulatio femoropatellaris*) und im Femorotibialgelenk (*Articulatio femorotibialis*) mit der Tibia. Diese beiden Gelenke sind räumlich getrennt, jedoch in einer gemeinsamen Kapsel eingeschlossen. Zusätzlich ist an der Bewegung zwischen Ober- und Unterschenkel das proximale Tibiofibulargelenk beteiligt. Dieses ist in eine eigene Kapsel gehüllt und bildet somit ein eigenes Gelenk. Diese Dreiteilung wurde bereits 1853 beschrieben [Meyer 1853].

Das Femorotibialgelenk ist ein bikondyläres Gelenk, in dem die femoralen Kondylen auf dem tibialen Plateau stehen. Zwischen den Kondylen liegt die *Fossa intercondylaris* (Notch), deren Dach einen nach dorsal geöffneten Winkel von ca. 40° mit der Femurschaftachse bildet [Menschik 1974]. Die Grenze zwischen Femoropatellargelenk und Femorotibialgelenk am Femur bildet der *Sulcus condylopatellaris*. Im ventrokranialen Teil der Kondylen gleitet die Patella und überträgt zu einem großen Teil den Zug des *M. quadriceps femoris* auf das *Lig. patellae* und weiter zur *Tuberositas tibiae*. Über die Patella läuft die *Galea patellae*, welche an der Kraftübertragung beteiligt ist.

Die mittlere sagittale Ausdehnung des Tibiaplateaus liegt zwischen $51 \pm 5,8$ mm [Stäubli 1994]. Es ist im medialen Teil konkav, im lateralen Teil leicht konvex geformt [Putz 1995, Wetz 2001]. Die Inkongruenz der knöchernen Strukturen wird durch die C – förmigen (transversaler Schnitt) und keilförmigen (sagittale und frontale Ebene) Menisci ausgeglichen. Zwischen den beiden Gelenkflächen der Tibia befindet sich die *Eminentia intercondylaris*, welche knorpelfrei ist [Benninghoff 1994, S. 357ff]. Das Tibiaplateau ist nach [Lanz und Wachsmuth 1972] um ca. $3 - 7^\circ$ gegenüber der Tibialängsachse nach dorsal geneigt (*Retroversion* oder *Slope*) und gegenüber dem Tibiaschaft nach dorsal versetzt (*Retroposition*) [Strobel 1996].

Wesentliche Strukturen des Kapsel – Bandapparats sind das Außenband (*Lig. collaterale laterale* oder *LCL*), das Innenband (*Lig. collaterale mediale* oder *MCL*), welches aus drei Teilen (*Lig. collaterale tibiale*, mediales Kapselband mit menisko – femoralem und menisko – tibialem Anteil) besteht und die beiden Kreuzbänder (*Lig. cruciatum anterius* oder *ACL* und *Lig. cruciatum posterius* oder *PCL*). Die Kreuzbänder bilden den zentralen Pfeiler des Kniegelenks [Jakob 1990], wobei das Vordere Kreuzband im wesentlichen die ventrale Translation und das hintere die dorsale kontrolliert (Abbildung 2). Der Gelenkinnenraum – durch die Kapsel eingeschlossen – enthält physiologischer Weise $4 - 8$ cm³ Synovialflüssigkeit [Putz 1995]. Diese dient der Ernährung des Knorpels und vermindert die Reibung zwischen den Gelenkpartnern.

Das Gelenk wird in ein mediales und ein laterales Kompartiment und diese weiter in jeweils ein vorderes, mittleres und hinteres Drittel unterteilt [Jakob 1990]. Zusätzlich gibt es noch einen zentralen Bereich.

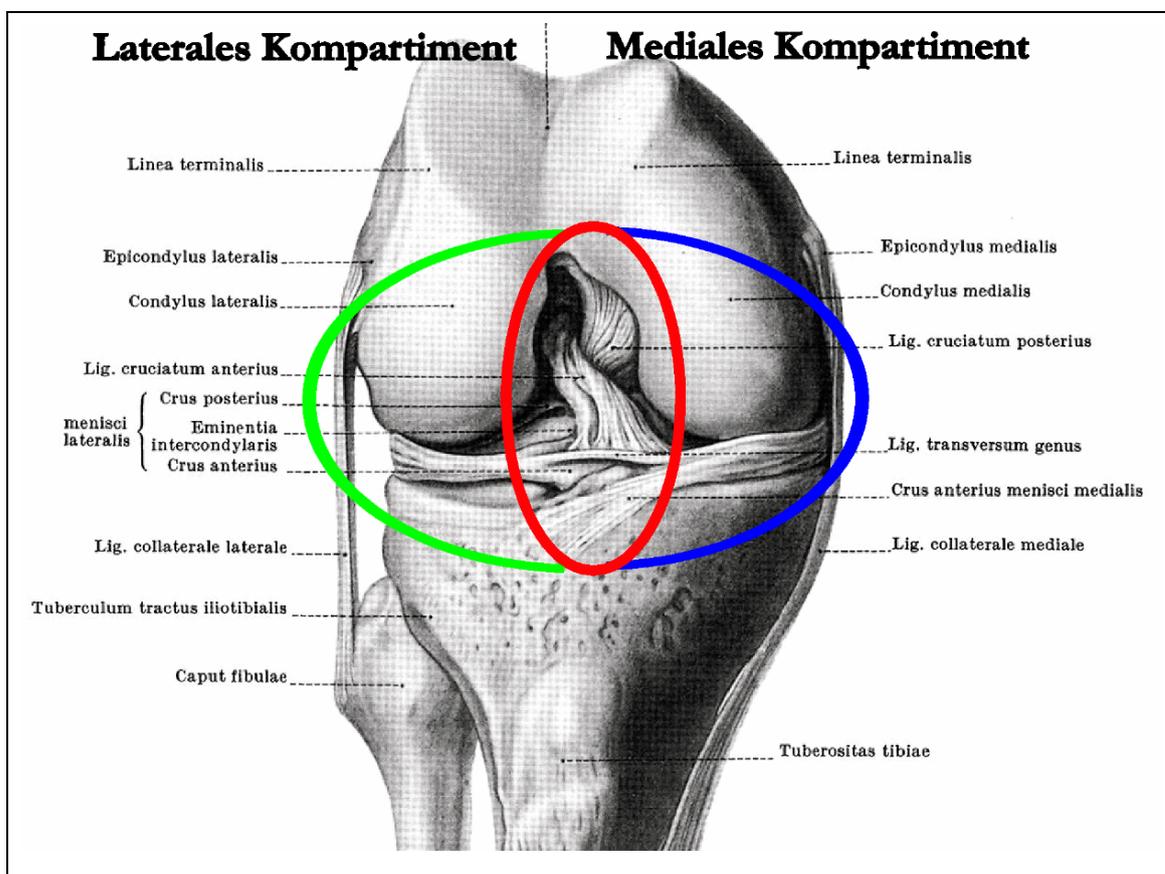


Abbildung 2: Gelenkfächer eines rechten Kniegelenks von ventral, aus Lanz/Wachsmuth, Praktische Anatomie, Bein und Statik, 1972, Seite 243. In der roten Ellipse findet sich der zentrale Gelenkbereich mit den beiden Kreuzbändern. Daran grenzen das laterale (grün) und das mediale (blau) Kompartiment.

Im ventralen Anteil des medialen Kompartiments wird die äußerste Schicht (Fascia cruris) durch das Retinaculum patellae mediale, bzw. die Sehne des M. sartorius verstärkt [Burgkart 1995a]. Das Pes anserinus superficialis verläuft nach distal dorsal als aktiver medialer Stabilisator und unterstützt so die statische Funktion der medialen Bandgruppe. Im mittleren Drittel des medialen Kompartiments ist das Lig. collaterale tibiale die kräftigste Struktur. Es erstreckt sich auf einer Länge von ca. 9 bis 11 cm vom medialen Epikondylus bis zum tibialen Ansatz, überdeckt vom Pes anserinus [Brantigan 1941]. Das MCL hat eine mittlere Länge von 4,6 cm von der medialen Gelenkfläche zum Ansatzpunkt an der Tibia (3,8 bis 5,7 cm). Der Ursprung bildet eine länglich ovale Form aus, welche eine kontrollierte Spannung in Abhängigkeit von der Gelenkstellung, im Band ermöglicht. Dies wird durch die trianguläre Struktur des Bandes unterstützt [Jakob 1990]. Im dorsalen Bereich des Bandes laufen die Fasern des tiefen und oberflächlichen Blattes des Seitenbandes (Lig. collaterale mediale posterius, erstmals von v. Meyer 1853 beschrieben) zusammen [Wetz 2001, Burgkart 1995a]. Das Lig. collaterale mediale posterius ist Teil des

sog. Semimembranosusecks. Das Semimembranosuseck verleiht dem Gelenk Stabilität nach seitlich und hinten [Burgkart 1995a]. Im medialen Kompartiment sind die passiven Strukturen gegenüber den aktiven dominant.

Das laterale Kompartiment hat eine schwächere, passive Struktur, jedoch eine wesentlich stärkere dynamische Stabilisierung. Im vorderen Drittel findet man das Retinaculum patellae laterale und das Retinaculum patellae longitudinale laterale. Der Tractus iliotibialis läuft als Teilstruktur in der Fascia lata zum lateralen Kondylus (Kaplan – Fasern), die Patella und hauptsächlich zur Tibia im Bereich des Tuberculum Gerdy (Tuberculum tractus iliotibialis) [Putz 1995]. Er hat eine teils statische (tieferer und anteriore Anteile), teils dynamische Funktion. Funktionell ist der Tractus in Stellungen zwischen 0° und 30 – 40° ein Extensor, darüber ein Flexor (Zustandekommen des Pivot – Shift – Phänomens) [Jakob 1990]. Das mittlere und hintere Drittel des lateralen Kompartiments ist durch den Aufbau eng miteinander verbunden. Oberflächlich setzt die Sehne des M. biceps femoris am Fibulaköpfchen an. Das laterale Seitenband läuft vom lateralen Femurepikondylus zum Fibulaköpfchen. Es ist 5 bis 7 cm lang. Der Durchmesser beträgt in der anterior – posterioren Ausdehnung durchschnittlich 3,4 mm [Meister 2000]. Das Außenband liegt streng extrakapsulär [Putz 1995]. Es dient als passiver, lateraler Stabilisator und als Unterstützung für das Hintere Kreuzband [Meister 2000]. Darunter liegt die Sehne des M. popliteus. Im Bereich der Popliteusehne liegt posterolateral das sog. Popliteuseck. Der M. gastrocnemius (lateral Kopf), der M. popliteus und der M. biceps femoris bilden im posterolateralen Kapselbereich die dynamischen Stabilisatoren [Burgkart 1995c].

Die C – förmigen Menisci liegen im lateralen und medialen Kompartiment, zwischen Femur und Tibia. Funktionell dienen die Menisci als Lastverteiler zwischen Femur und Tibia. Weitere Funktionen sind die Stabilisierung, Propriozeption, Ernährung der Knorpelfläche und die Begrenzung der Flexion und Extension [Bessette 1992, Strobel 1996]. Funktionell limitieren die Menisci durch ihre Form und Aufhängung ein Gleiten der Tibia gegenüber dem Femur parallel zum Tibiaplateau [Jakob 1990].

Im zentralen Gelenkbereich befinden sich die Kreuzbänder. Sie sind in einen dünnen, synovialen Schlauch ventral, medial und lateral eingehüllt. Ihre Lage ist zwar intraartikulär, jedoch extrasynovial [Burgkart 1995b]. Der Ursprung des Schlauchs liegt ventral im Bereich der Eminentia intercondylaris. Im anterioren Drittel dieser Region sind die Vorderhörner der Menisci tibial fixiert. Dazwischen inseriert das Vordere Kreuzband.

Das Hintere Kreuzband läuft von der lateralen Fläche des medialen Kondylus zum dorsalen Anteil der Eminentia intercondylaris. Es ist die stärkste Bandstruktur im Kniegelenk und wird als zentraler Stabilisator angesehen [Strobel 1996, Petersen 2000]. Die mittlere Länge liegt bei $3\pm 0,8$ cm und der Durchmesser bei $5\pm 0,2$ mm. Die Größe der Insertionsstelle liegt zwischen 12 ± 4 mm in sagittaler und 11 ± 3 mm in frontaler Richtung [Appel 1989a, b]. [Menschik 1974] gibt Maße mit 15 und 25 mm an. Für Ursprung und Ansatz gibt es kein isometrisches Zentrum [Strobel 1996]. Das Hintere Kreuzband hat im M. quadriceps seinen einzigen Synergisten in Flexion und verhindert ein dorsales Abgleiten der

Tibia gegenüber dem Femur. Einige Autoren unterscheiden ein anterolaterales und ein posteromediales Faserbündel [Amis 2003, Girgis 1975, Petersen 2000, Putz 1995, Race 1994, Strobel 1996]. Die Reißfestigkeit des PCL wird zwischen 739 – 1627 N angegeben [Amis 2003, Kennedy 1976, Marinozzi 1983, Prietto 1988, Trent 1976]. Bei einer Unterscheidung in die oben beschriebenen Bündel, beträgt die Festigkeit des anterolateralen Bündels 1620 N und des posteromedialen 258 N [Race 1994].

Die Fasern sind in Extension gegeneinander um 50° nach außen rotiert und mit zunehmender Flexion bis auf 30° nach innen rotiert (Abbildung 3 unten) [Strobel 1996].

3.2. Ligamentum cruciatum anterius

Das Vordere Kreuzband verläuft vom dorsalen Bereich der medialen Seite des lateralen Kondylus nach distal, ventral zur Area intercondylaris. Hier setzt es zwischen den anterioren Meniskusinsertionen, direkt ventral des Tuberculum intercondylare mediale an. Die hier gebildete Fläche entspricht einem gleichschenkeligen Dreieck, dessen Spitze zum Mittelpunkt des Kniegelenks zeigt und auf einer imaginären Linie durch die beiden tibialen Gelenkhälften liegt [Appel 1989b, Girgis 1975]. Die sagittale Ausdehnung der Ansatzfläche liegt bei 14±4 mm [Appel 1989b]. [Dodds 1994] geben die Ausdehnung des tibialen Ansatzes mit 11 mm Breite und 17 mm in AP – Richtung an. Der Abstand des ACL zur Vorderkante der Tibia beträgt für den vorderen Rand 14±4,2 mm, für den Mittelpunkt 21±2,6 mm und für den hinteren Rand 29±4,1 mm [Stäubli 1994]. [Girgis 1975] beschreiben ähnliche Werte. [Amis 1998] geben die Position des tibialen Ansatzes relativ zum AP – Diameter des Tibiakopfs an. Hier liegt das Zentrum bei 43% und die gesamte Ausdehnung zwischen 25 und 62%. Die länglich – ovale Ursprungsfläche wird mit einem Durchmesser von 16 bis 24 mm angegeben [Dodds 1994, Girgis 1975, Menschik 1974, Petersen 2002].

Die Länge des ACL wird von verschiedenen Autoren zwischen 3,1 und 4,6 cm angegeben [Appel 1989a, Kennedy 1976, Odensten 1985]. Der mittlere Durchmesser liegt bei 4±0,2 mm. Die Reißfestigkeit für das ACL wird zwischen 300 und 4000 N angegeben [Brown 1993, Jones 1995, Kennedy 1976, Noyes 1976, Steiner 1994, Woo 1991], was bereits auf große individuelle und untersuchungsabhängige Unterschiede hinweist.

Alle Fasern des Bandes sind im physiologischen Bereich nie gleichzeitig belastet. Eine Unterscheidung in ein anatomisch anteromediales und posterolaterales Bündel [Artmann 1974, Lanz und Wachsmuth 1972, Mommersteeg 1995, Sakane 1997] wird von anderen Autoren abgelehnt [Arnoczky 1983, Appel 1989, Dodds 1994, Kennedy 1974, Odensten 1985, Petersen 2002, Strobel 1996]. Eine Unterscheidung in funktionelle Bündel erscheint sinnvoll, konnte jedoch nicht eindeutig nachgewiesen werden [Strobel 1996]. Makroskopisch läßt sich ein Aufbau in Form eines Scherengitters zeigen [Appel 1989a].

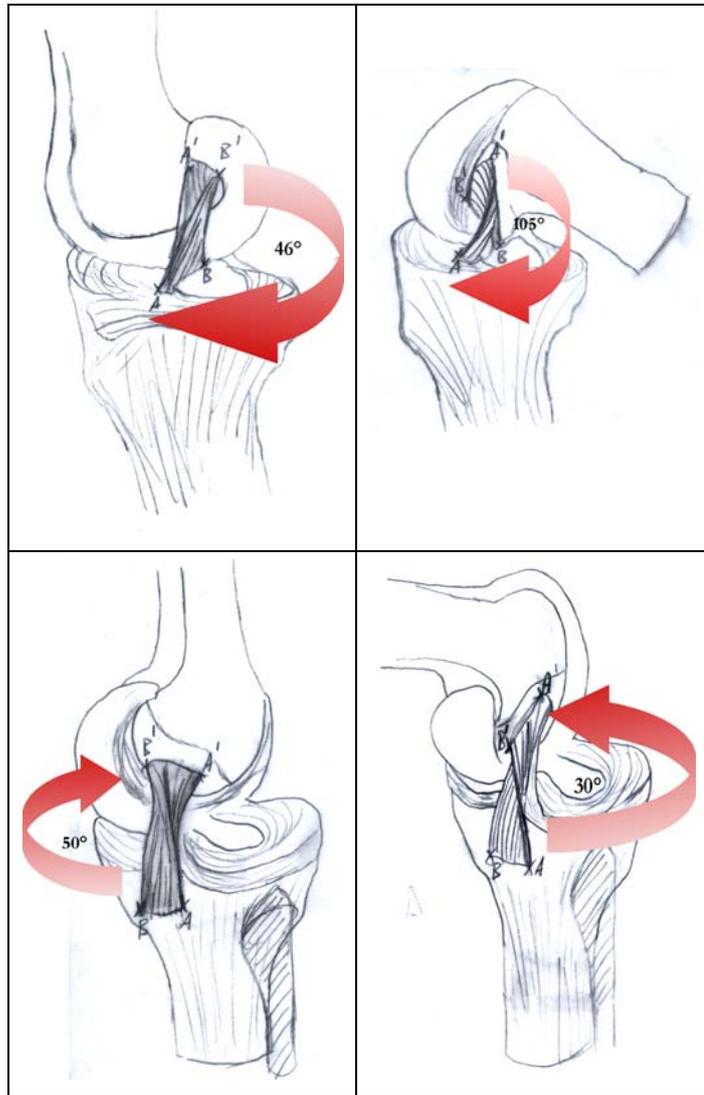


Abbildung 3: Änderung der intraligamentären Rotation bei Flexion. In der oberen Bildreihe ist die Änderung des ACL dargestellt, in der unteren des PCL. Die Ansicht des ACL erfolgt von ventromedial, die des PCL von dorsolateral.

In Extension zeigt das Kreuzband eine intraligamentäre Außenrotation von 46° [Strobel 1996], welche in 90° Flexion auf 105° zunimmt (Abbildung 3 oben). Der Winkel zwischen Femurschaftachse und der zentralen Linie durch das ACL, in der frontalen Ebene in 90° Flexion, wird von [Odenstein 1985] mit $28 \pm 4^\circ$ angegeben (Verlauf von lateral nach medial). Diese Zahlen werden von [Arnoczky 1983] und [Feagin 1994] bestätigt.

Das Vordere Kreuzband verhindert ein ventrales Gleiten der Tibia gegenüber dem Femur. Es wird dabei passiv durch das Lig. collaterale mediale posterius unterstützt. Aktiv unterstützt wird das ACL durch die ischiocrurale Muskulatur und den Tractus iliotibialis. Letzterer unterstützt das ACL jedoch nur ab einer Flexion von mehr als ca. $30 - 40^\circ$. In diesem Fall liegt das Rotationszentrum des Kniegelenks ventral des Tractus. Antagonistisch wirkt der M. quadriceps femoris.

4. Biomechanik des Kniegelenks

4.1. Hintergrund

Seit der erstmaligen Beschreibung des Vorderen Kreuzbands vor 1800 Jahren durch Claudius Galen von Pergamon, dauerte es bis in die Mitte des 19. Jhdt., bis Amédée [Bonnet 1845] die ersten Verletzungen von Kniebinnenstrukturen beschrieb. Stark beschrieb fünf Jahre später als erster eine Ruptur des Vorderen Kreuzbands. Eine systematische Beurteilung von Verletzungen erfolgte durch Ivar [Palmer 1938] in seiner Arbeit „On the Injuries to the Ligaments of the Knee Joint“, in der er Biomechanik, Anatomie und Therapie von Verletzungen beschrieb. Sie diente als Grundlage für die Arbeit von Brantigan und Voshell aus dem Jahr 1941 mit dem Titel: „The Mechanics of the Ligaments and Menisci of the Knee Joint“ [Brantigan 1941]. Diese Arbeit war Grundlage der meisten biomechanischen Untersuchungen am Knie.

4.2. Biomechanische Grundlagen

Die Kondylen haben einen unterschiedlichen Radius, wobei der mediale Kondylus einen größeren Radius in der sagittalen Ebene hat, als der laterale. In dieser Ebene sind die Kondylen spiralförmig ausgebildet und beschreiben die Form einer Evolvente. Sie ist definiert als Abwicklung der Evolvententangente von der Evolute einer beliebigen Kurve. Die Evolute einer ebenen Kurve ist die Bahn, auf der sich der Mittelpunkt des Krümmungskreises bewegt, wenn der Berührungspunkt auf dieser Kurve entlang wandert. Jeder Punkt der abgewickelten Tangente beschreibt dabei eine Evolvente. Da auf dieser Tangente unendlich viele Punkte liegen, entsteht eine unendliche Schar paralleler Evolventen zur ursprünglichen Kurve. Für beide Kondylen gilt, daß die stärkste Krümmung im weiter dorsal liegenden Bereich zu finden ist. Die Verbindung der einzelnen Mittelpunkte für die unterschiedlichen Radien wird als Evolute bezeichnet [Langer 1858]. Die Gebrüder Weber aus Göttingen beschrieben in ihrer Arbeit „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“ diese Besonderheit bereits 1836 und zeigten, daß dadurch die Bänder medial und lateral bei Bewegung zu einem unterschiedlichen Zeitpunkt gespannt werden. Daraus resultiert auch die Roll – Gleit – Bewegung [Menschik 1974, Wetz 2001], welche zu Beginn der Flexion ein Verhältnis von 1:2 und bei endgradiger Flexion von 1:4 hat [Müller 1982]. Ihrer Ansicht nach liegt der Mittelpunkt der wichtigsten Krümmungsradien und damit die Achse für die Flexion im proximalen Seitenbandansatz (Kompromissdrehachse durch die Epikondylen). Sie beschrieben auch das Gegenspiel der beiden Kreuzbänder. Nach ihren Untersuchungen spannen sich Teile des Vorderen Kreuzbandes bei Streckung an, während gleichzeitig Teile des Hinteren erschlaffen. Umgekehrt verhält es sich bei einer Flexion.

[Meyer 1853] kam zu der Erkenntnis, daß die Flexion im Kniegelenk nicht einer Achse folgt. Es gibt im Kniegelenk drei Bewegungsachsen: eine Achse für die Flexion – Extension, eine Achse für die

willkürliche Innen- und Außenrotation und eine Achse für die sekundäre Rotation, z. B. die Schlußrotation bei einer Bewegung des Kniegelenks von der Flexions- in die Extensionsstellung. Als sekundäre Bewegungen werden Bewegungen bezeichnet, die bei einer aktiven Belastung des Gelenks, z.B. einer Flexion – Extensionsbewegung, auftreten und die Funktion des Gelenks erst problemlos ermöglichen. Diese ergeben sich durch die nicht symmetrische Form der Gelenkpartner und die Funktion und die räumliche Ausrichtung der Kapsel – Bandstrukturen, die neben der willentlichen Bewegung in einem Freiheitsgrad, auch Bewegungen in anderen Freiheitsgraden erzwingen. Hierbei spielt es keine Rolle, ob die Kraft über die Muskulatur oder von außen, z.B. durch den Arzt bei der Untersuchung, aufgebracht wird. Sekundäre Bewegungen werden auch durch die Wahl des Ortes an dem die Kraft einwirkt, dem sog. Kraftpunkt, beeinflusst. Wird dieser Punkt auf einer anatomischen Achse gewählt, resultiert daraus eine Translation und keine Rotation um diese Achse. Wird er jedoch neben einer Achse gewählt, resultiert neben einer Translation auch eine Rotation. Nach [Langer 1858] liegt die Achse der Schlußrotation im Bereich des tibialen Vorderen Kreuzbandansatzes und wandert um diesen. [Meyer 1853] beschrieb auch eine Anspannung der Kreuzbänder bei Innenrotation in Flexion, während eine Außenrotation eine Entspannung bewirkt.

Die erste Arbeit zur experimentellen dreidimensionalen Bewegungsanalyse führte [Albert 1878] mit Hilfe einer Kamera durch. Eine der umfassendsten Studien führten [Brantigan 1941] an 100 Leichenknien durch. Die von ihnen verwendete sukzessive Durchtrennung der Bänder wurde in vielen nachfolgenden Arbeiten wiederholt [Butler 1980, Gollehon 1987, Grood 1981, Grood 1988, Levy 1989, Markolf 1976, Piziali 1980, Sakane 1999, Seering 1980, Shoemaker 1985, Vogrin 2000, Warren 1974].

Das größte Bewegungsausmaß hat das Femorotibialgelenk um eine wandernde Transversalachse durch die Femurkondylen in Form der Flexion – Extensionsbewegung. Zusätzlich zur Gleitbewegung findet dabei eine Rollbewegung der Femurkondylen statt. Dies ist notwendig, da bei einer reinen Gleit- oder Rollbewegung der physiologische Bewegungsumfang limitiert würde. Auch ist die Form der Gelenkpartner für nur eine Komponente der Bewegung nicht optimal angepaßt. Translationsbewegungen werden nach anterior – posterior im Millimeterbereich, nach medial – lateral und proximal – distal durch Kapsel und Bänder in noch geringerem Umfang, zugelassen. Damit ist das Kniegelenk in sechs Freiheitsgraden – in drei Translationsrichtungen (anterior – posterior (AP), medial – lateral (ML) und proximal – distal (PD)) und drei Rotationsrichtungen (Flexion – Extension (FE), Varus – Valgus (VV) und Innenrotation – Außenrotation (IE)) (Kapitel 5.1.1.) in sehr unterschiedlichem Ausmaß beweglich [Bull 1998].

Das jeweils momentane Drehzentrum der Flexion liegt angenähert im seitlich projizierten Schnittpunkt der Kreuz- und Seitenbänder und ist für jede Gelenkstellung ein anderes. Der Schnittpunkt von Außen- und Innenband verläuft für die Flexion – Extension auf der so genannten Burmester – Kurve [Burmester 1888, Appel 1989]. Mit Hilfe dieser Kurve lassen sich die Ansätze der Seitenbänder einer annähernden Kreisbahn zuschreiben.

Damit kann gezeigt werden, daß die Bänder in jeder Flexionsstellung eine annähernd konstante Länge aufweisen und die Bewegung des Kniegelenks nicht einschränken. Es liegen jedoch nicht alle Fasern der Bänder im Zentrum dieses konstruierbaren Ansatzpunktes. Daraus ergibt sich, daß bestimmte Anteile der Bänder angespannt sind, während andere entspannt sind.

4.2.1. Modell der überschlagenen Viergelenkkette

Das wesentliche Bewegungsprinzip der Kreuzbänder ist die überschlagene Viergelenkkette (Abbildung 4). Diese wurde erstmals von [Reuleaux 1875] für die Verwendung in industriellen Maschinen als zwangsläufig geschlossene Kette und als Getriebe beschrieben. Auf das Kniegelenk angewandt wurde das Prinzip erstmals von [Zuppinger 1904]. Am Knie bilden die beiden Kreuzbänder die sog. Schwingen und die Verbindung der Ursprungspunkte am Femur die sog. Koppel. Die Verbindung der tibialen Ansatzpunkte wird in diesem Fall als Gestell bezeichnet. In diesem System würde das Femur gegenüber der Tibia bewegt. Als Koppel wird in der Mechanik die Verbindung zweier beweglicher Glieder, den Schwingen, bezeichnet. Die femorale Koppel bildet mit der Längsachse des Femur einen um 40° nach hinten geöffneten Winkel, der dem Öffnungswinkel der Fossa intercondylaris (Notchwinkel) entspricht. Für verschiedene Flexionsstellungen des Gelenks lassen sich entlang der Koppel Tangenten zeichnen, welche in ihren Schnittpunkten eine weitere Kurve darstellen. Dies ist die Koppelhüllkurve. Sie hat eine große Ähnlichkeit mit einem sagittalen Schnitt durch die dorsalen Femurkondylen. Daraus ergibt sich für jede Flexionsstellung im Kniegelenk ein isometrischer Punkt, dem Außen- und Innenband folgen. Jedoch können auf Grund der Form und Dicke der Kollateralbänder nicht alle Fasern darauf liegen. Das bedeutet, daß in jeder Position nur Anteile dieser Bänder gespannt sind (Vergleiche Kapitel 4.2.). Es gibt jedoch Einschränkungen für die Anwendung dieses Modells: die Bewegung dürfte nur in der sagittalen Ebene stattfinden und es müßten alle Anteile der Bänder gleichzeitig angespannt sein [Müller 1982, Strobel 1996]. [Nietert 1975] zeigte, daß die errechnete und die tatsächliche, am Lebenden mit Hilfe eines Kamerasystems aufgezeichnete, Form der Kondylen eine signifikante Abweichung hatten. Er interpretierte diese Beobachtung so, daß die Kreuzbänder nicht starren Stangen entsprechen, in bestimmten Gelenkpositionen am Knochen anliegen und so in ihrer Länge, bzw. Spannung verändert werden.

Aus der Konstruktion der Viergelenkkette läßt sich auch die Kombination von Rollen und Gleiten bei Flexion darstellen. Bei zunehmender Flexion ist eine relative Wanderung der femoralen Drehachse im Verhältnis zum Tibiaplateau nach dorsal zu beobachten. Dadurch wird das Anschlagen des Femurs an der dorsalen Tibiakopfante verhindert.

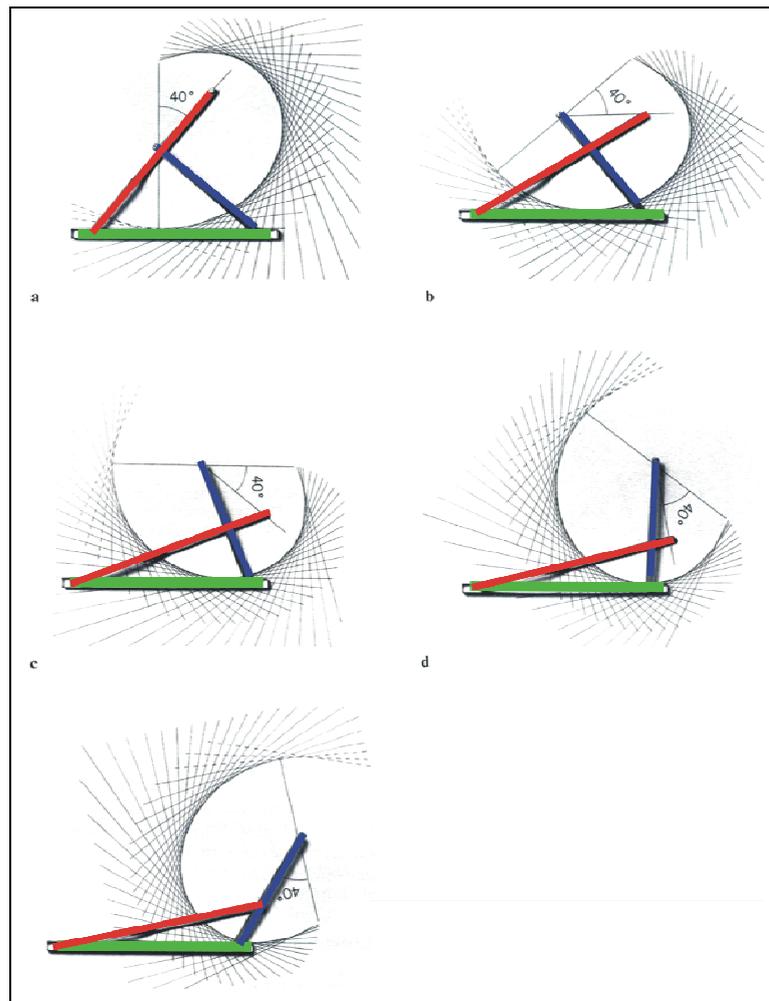


Abbildung 4: Modell der überschlagenen Viergelenkkette aus [Müller 1982]. Hinteres Kreuzband blau, Vorderes Kreuzband rot und Tibiaplateau grün dargestellt. Es ist eine zunehmende Flexion des Kniegelenks dargestellt. Die Kreuzbänder beschreiben die Schwingen, das Tibiaplateau ist das Gestell, auf dem sich die Kondylen abrollen. Die Verbindung der in eine Ebene projizierten Ursprünge der Kreuzbänder stellt die Koppel dar.

4.2.2. Gangpolkurve und Rastpolkurve

Zentrale Bedeutung in der Bewegung haben die beiden Kreuzbänder und die Gelenkflächen [Strobel 1996]. Die Form der Gelenkflächen ist ein Resultat der Funktion der Kreuzbänder. Die in der lateralen Ansicht projizierte Kreuzung der beiden Kreuzbänder beschreibt bei fixiertem Oberschenkel und bewegter Tibia eine Rastpolkurve, bei Bewegung des Femur und Fixierung der Tibia entsteht eine Gangpolkurve [Müller 1982]. In ersten Fall ist die Tibia die Koppel und das Femur das Gestell, im zweiten Fall das Femur die Koppel und die Tibia das Gestell (vgl. Kapitel 4.2.1.). Der projizierte Schnittpunkt der beiden Kreuzbänder in der Sagittalebene, der auf der Epikondylarlinie liegt, beschreibt das momentane Drehzentrum des Gelenks (Abbildung 5). Die beiden Kurven haben die gleiche Länge und können aufeinander abgerollt werden. Wenn das Tibiaplateau als Linie zwischen den beiden

Ansatzpunkten der Kreuzbänder angesehen wird, entsteht bei verschiedenen Flexionsstellungen des Unterschenkels die sog. Koppelhüllkurve. An dieser gleitet das Tibiaplateau entlang, bzw. rollt sich auf dieser ab. Diese entspricht der Form der Femurkondylen. Eine Veränderung der Kurven tritt nicht ein, da die Bänder mit Ansatz und Ursprung rigide mit dem Knochen verbunden sind. Diese Gesetzmäßigkeit gilt aber nur für ein System in einer Ebene (sagittal) und eine Isometrie der Ursprungs- und Ansatzpunkte. Dies bedeutet, daß die Bänder keine räumliche Ausdehnung haben dürften.

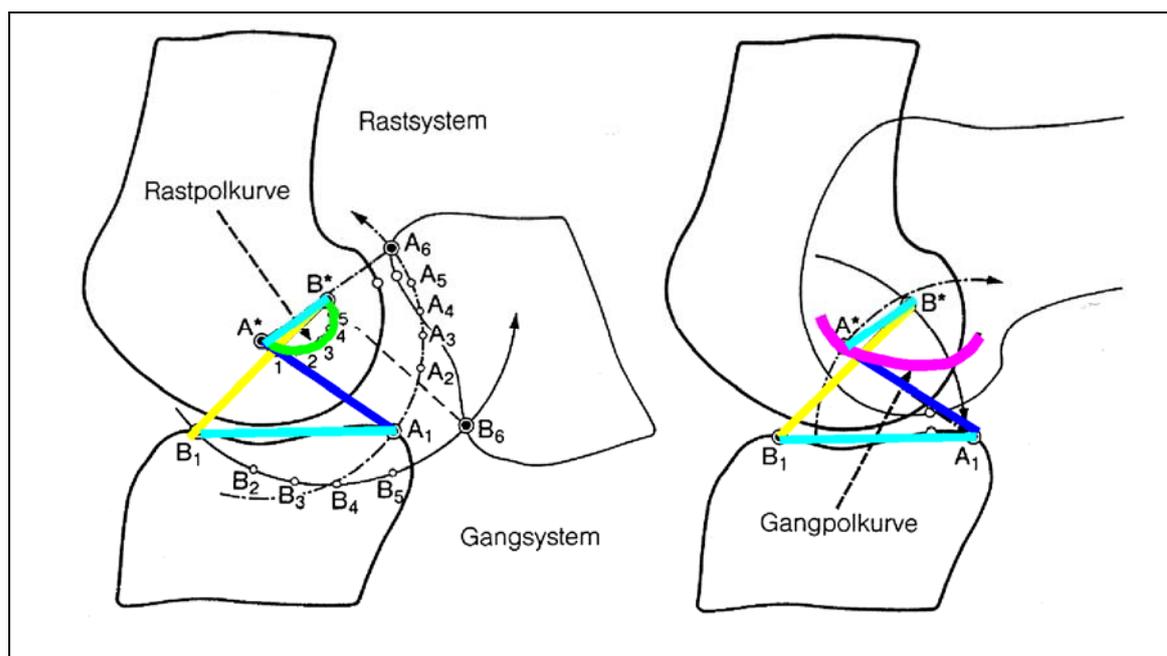


Abbildung 5: Modell der Gangpol- und Rastpolkurve [Strobel 1996]. Vorderes Kreuzband gelb, Hinteres Kreuzband blau. Im Rastsystem ist das Femur fixiert, während im Gangsystem die Tibia fixiert ist. Die Rastpolkurve ist grün dargestellt. Die Gangpolkurve ist violett dargestellt. Die Verbindungen zwischen den Ansatz- und Ursprungspunkten (A* und B*, A1 und B1) sind türkis dargestellt.

Die beiden Kreuzbänder liegen jedoch nicht in einer Ebene, sondern sind in einem Winkel von ca. 40 – 60° in der sagittalen und um 50 – 60° in der Transversalebene verkippt (Abbildung 7). Das Vordere Kreuzband bildet in 90° Flexion mit der Längsachse des Femur einen Winkel von $28 \pm 4^\circ$ in der sagittalen Ebene [Odensten 1985]. [Tan 1998] beschrieben in ihrer Arbeit einen erheblich größeren Winkel und verwiesen auf einen deutlichen Unterschied zwischen verschiedenen Rassen. Hier lag der Wert bei $64 \pm 17^\circ$. Die in der Literatur angegebenen Winkel verändern sich mit einer Flexionsbewegung. Der Winkel zwischen Femur und ACL in der sagittalen Ebene nimmt bei Flexion ab, während er in der frontalen Ebene zunimmt [Tansatit 2005]. Während einer Flexion ändert sich nicht nur der Winkel zur Femurachse, sondern auch der Winkel der Kreuzbänder zueinander.

Durch die Wanderung des momentanen Drehzentrums entspricht das Knie einem stufenlosen Getriebe [Müller 1982, Strobel 1996] und ermöglicht dadurch eine Bewegung mit gleich bleibenden Kräften.

Durch die Lage der Ursprungspunkte der Kreuzbänder hat das Knie einen Bewegungsumfang von ca. 5 – 0 – 145° Extension/Flexion. Würde die Verbindung der Kreuzbandursprünge einen Winkel von 90° zur Femurachse bilden (theoretischer Notchwinkel von 90°), würde der Bewegungsumfang des Gelenks zwar vom Umfang her ähnlich groß sein, jedoch mit einer Extension von 50° und einer Flexion von 70° (Abbildung 6) [Müller 1982].

Die Limitierung der Extension erklärt sich durch die Form der Notch und den Anschlag des Vorderen Kreuzbands an dieser. Selbstverständlich verhindert das ACL nicht alleine eine Überstreckung des Kniegelenks. Synergistisch wirken hier Kapselstrukturen, insbesondere das Semimembranosuseck und das Popliteuseck [Müller 1982]. Umgekehrt verhält es sich beim Hinteren Kreuzband bei endgradiger Flexion.

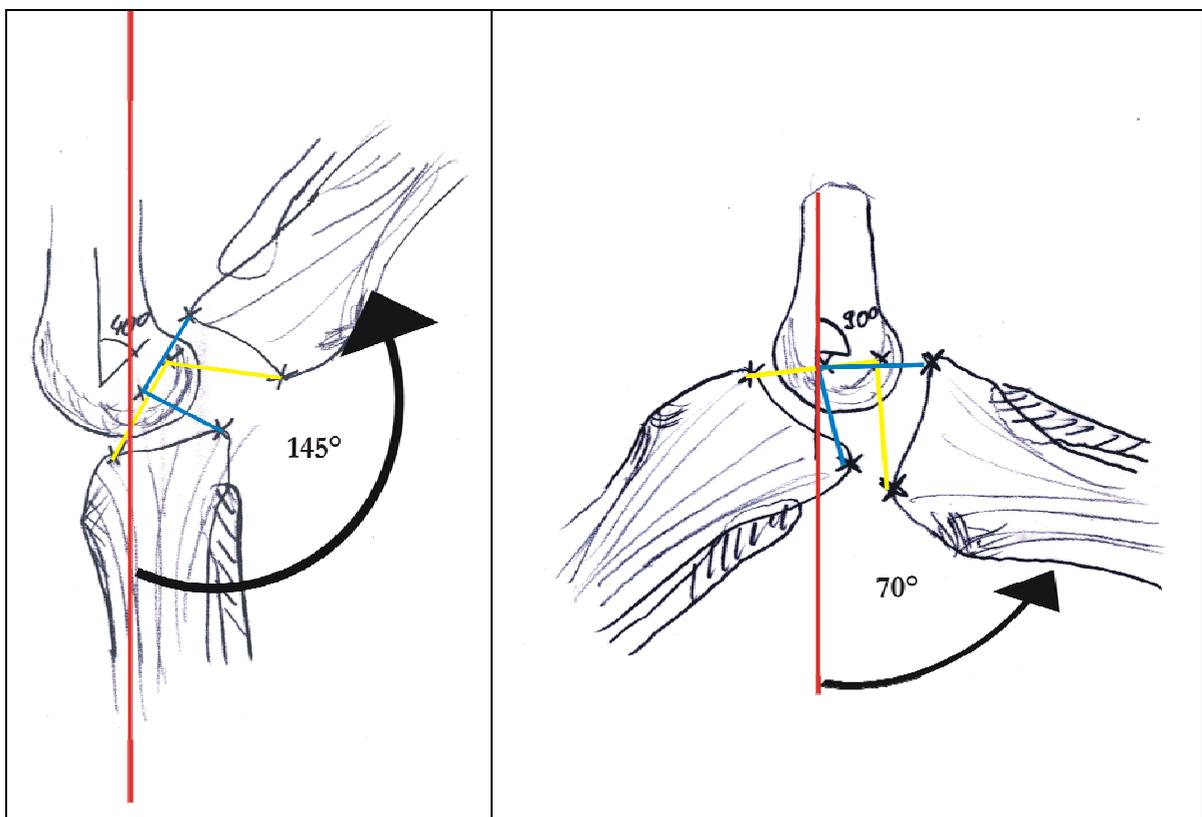


Abbildung 6: Limitierung der Extension durch Anschlagen des Vorderen Kreuzbands (gelb) und der Flexion durch Anschlagen des Hinteren Kreuzbands (blau). Links ist die anatomische Lage der Kreuzbandursprünge mit einem Winkel von 40° zur Femurachse (rot) dargestellt. Rechts die Auswirkung einer Lage von 90° zur Femurachse. Die Extension wird in beiden Fällen durch den Anschlag des ACL an der Notch, die Flexion durch das PCL limitiert.

4.2.3. Sekundäre Bewegungen

Die bisher genannten Grundlagen beschreiben die Bewegung in einer Ebene. Durch die Anordnung der Bänder in einem Raum mit einer flexionsabhängigen Verkipfung von ca. 15 – 30° in der Frontalebene [Müller 1982, Tan 1998, Tansatit 2005] (Abbildung 7) und der bereits beschriebenen Verkipfung in den anderen beiden Ebenen, ergeben sich für bestimmte Bewegungen Sekundärbewegungen, die erst eine optimale Funktion des Kniegelenks ermöglichen (Kapitel 4.1.). Durch die Verkipfung der Kreuzbänder aus der sagittalen Ebene resultiert auch die Veränderung der Koppellänge und -form. Aus der geometrischen Konstruktion ergibt sich in der Koppelhüllkurve der Sulcus terminalis oder die Impressio terminalis [Cabaud 1983, Müller 1982]. Die Kondylen sind im dorsalen Bereich stärker gekrümmt, was auch auf die Verkipfung der Kreuzbänder aus der sagittalen Ebene zurückzuführen ist.

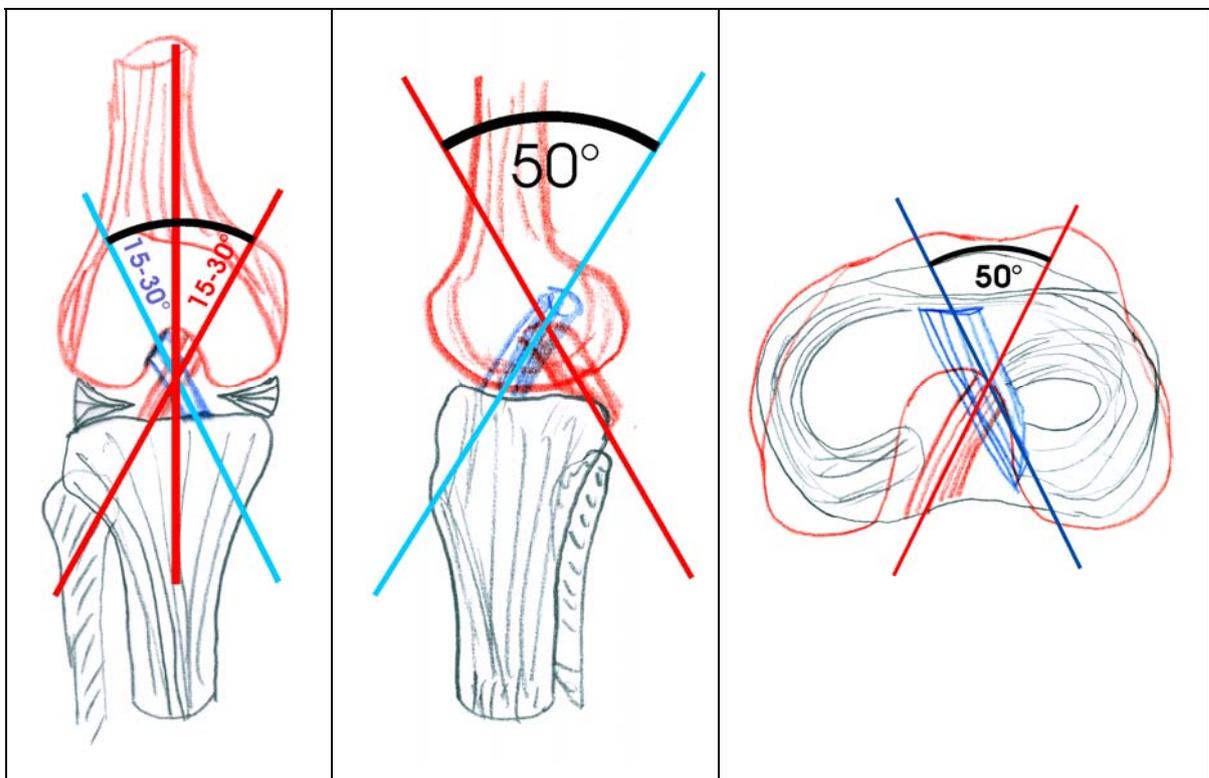


Abbildung 7: Verkipfung der Kreuzbänder in den drei anatomischen Ebenen. Das Vordere Kreuzband ist blau, das Hintere Kreuzband rot dargestellt. Links: Neigung der Kreuzbänder zur Femurlängsachse, Mitte: Neigung der Kreuzbänder zueinander in der sagittalen Ebene, rechts: Lage der Kreuzbänder in der Transversalebene.

Zusätzlich haben medialer und lateraler Kondylus einen unterschiedlichen Krümmungsradius, was zu einer sekundären Rotation bei einer Flexion – Extension führt. Die resultierende Rotation findet auf einer Achse statt, welche von der willkürlichen Rotationsachse getrennt ist. Das bedeutet, daß die sekundäre Rotation um eine andere Achse als die primäre oder aktive Rotation erfolgt. Letztere ergibt sich durch eine aktive (Muskelzug) oder passive (äußere Momenteinleitung) Rotation des

Unterschenkels und liegt medial vom hinteren Kreuzband. Im Gegensatz dazu befindet sich die Achse für die Schlußrotation (sekundäre Rotation) lateral und dorsal der Eminentia. Zu diesem Ergebnis kamen [Shaw 1974] und [Wang 1974]. Die Schlußrotation – eine Außenrotation um ca. 15° [Müller 1982] – in den letzten 20° der Streckung, wird überwiegend durch das zunehmend horizontal stehende Hintere Kreuzband und den Sulcus terminalis des lateralen Femurkondylus bestimmt. Die Bedeutung liegt in der Abbremsung der Extension. Weitere Ursachen für die Schlußrotation finden sich im Vorderen Kreuzband. Ansatz- und Ursprungsbereich nähern sich in Extension bei der Schlußrotation an, um die Bandspannung im ACL zu vermindern. Die Zunahme der Spannung im Vorderen Kreuzband wird durch den größer werdenden Krümmungsradius der Kondylen im ventralen Bereich und durch die Verwindung der beiden Kreuzbänder bedingt. Zudem wird sie durch den Muskelzug des Tractus iliotibialis verstärkt [Lanz – Wachsmuth, Bein und Statik, Seite 271]. Würde eine reine Rollbewegung im Kniegelenk stattfinden, müßte die Rotation zwischen 50° und 60° liegen. Dies geschieht aber nicht, da in diesem Bewegungsbereich das Verhältnis der Roll- zur Gleitbewegung bei 1:4 liegt und damit nur eine geringere Außenrotation als Ausgleichsbewegung notwendig ist [Menschik 1975].

4.3. Verfahren zur Bestimmung biomechanischer Gelenkeigenschaften

Bei biomechanischen Untersuchungen interessiert in erster Linie der gesamte Bewegungsumfang eines Gelenks und die Bewegung in den einzelnen Freiheitsgraden. In zweiter Linie kann die Funktion der einzelnen Strukturen untersucht werden. Hierbei können die auftretenden Kräfte in z.B. einzelnen Bändern untersucht werden oder der Einfluß einer Schädigung dieser Strukturen auf die Bewegungen im Gelenk und die Veränderungen in den verbliebenen Strukturen. Im Wesentlichen gibt es zwei Verfahren zur Bestimmung biomechanischer Gelenkeigenschaften. Bei kraftkontrollierten Verfahren wird eine maximale Kraft oder ein maximales Moment für einen gewählten Freiheitsgrad vorgegeben. Die Messung der resultierenden Bewegung erfolgt dann z.B. über visuelle Verfahren oder Elektrogoniometer. Bei positionskontrollierten Verfahren wird eine gewünschte Position eingestellt und die aufgebrachte Kraft gemessen. Bei beiden Verfahren lassen sich die übrigen Freiheitsgrade in gleicher Art und Weise messen.

Aus praktischen Gründen werden bei der Untersuchung von Gelenkeigenschaften meistens anatomische Präparate verwendet. Dies erlaubt die gezielte Untersuchung von Verletzungen und das invasive Anbringen von Sensoren und Markern zur Bewegungs- und Kraftanalyse. Aus ethischen Gründen sind solche Messungen am Lebenden nicht vertretbar. Ein Nachteil dieser Untersuchungen ist, daß keine oder nur wenige aktive Strukturen, wie die Muskulatur, berücksichtigt werden können. [Blankevoort 1988] und [Markolf 1976] verwendeten für die biomechanischen Messungen einen mechanischen Testaufbau, bei dem die Kräfte manuell oder über Gewichte aufgebracht wurden. Auch

die Arbeitsgruppe in Pittsburgh (siehe Tabelle 1) untersuchte den Einfluß einzelner Muskeln oder Muskelgruppen. Die Kontrolle der Position erfolgte über Potentiometer (Elektrogoniometer) [Markolf 1976] oder Kamerasysteme [Blacharski 1975]. In weiteren Arbeiten wurden Verfahren mit hydraulischen oder elektrischen Aktuatoren verwendet [Dürselen 1995, Fukubayashi 1982, Piziali 1977]. Die Flexibilität solcher Systeme ist eingeschränkt, da nicht alle Positionen und Kräfte gleichzeitig exakt bestimmbar sind. Ein neues Verfahren mit einem Roboter setzten erstmals [Fujie 1993] in Kombination mit einem Kraft – Momenten – Sensor oder Universal – Force - Sensor (UFS) ein, um elastische Kniegelenkeigenschaften zu erfassen. Über diesen UFS können die Kräfte und Momente in allen sechs Freiheitsgraden gemessen werden. Wie in der Einleitung beschrieben, kann dieses System positions- und/oder kraftkontrolliert arbeiten. Auf die großen Unterschiede zwischen einer Messung ohne Einschränkung in fünf Freiheitsgraden (DOF) (Flexion als 6. Freiheitsgrad immer festgelegt) und einer Messung in nur einem Freiheitsgrad wiesen [Woo 1999b] hin. In keiner der Arbeiten der Gruppe in Pittsburgh wurden jedoch Ergebnisse der Messungen in fünf Freiheitsgraden dargestellt. Maximal wurde der direkt untersuchte Freiheitsgrad und eine sekundäre Bewegung dargestellt [Fox 1998, Rudy 2000] (Tabelle 1), oder es erfolgte eine Kombination aus einer Translation, einer Rotation oder einer Angulation [Fukuda 2003, Gabriel 2004, Kanamori 2000b, Li 1999, Rudy 2000, Woo 2002, Yagi 2002, Yamamoto 2004, 2006]. Ergebnisse zu den übrigen sekundären Bewegungen fehlen in allen Arbeiten ohne Angabe von wissenschaftlichen Gründen.

Tabelle 1: Übersicht über Publikationen, die biomechanische Gelenkeigenschaften des Kniegelenks mit Robotertechnik untersuchten. Die Studien sind nach untersuchter Struktur gruppiert. Wurde die Studie nicht an humanen Präparaten durchgeführt, ist die verwendete Spezies in der Spalte „Ziel“ angegeben. Die zwei Werte bei der Angabe der Freiheitsgrade ergeben sich aus der Bestimmung der neutralen Bewegungsbahn ohne weitere Lasteinleitung in 5-DOF und aus den tatsächlich kraftkontrolliert untersuchten Bewegungen.

a. Allgemeine Messungen, inkl. Untersuchungen mit Muskelsimulation

Autor	Kurzbeschreibung des Ziels	Arbeitsgruppe	Verfahren	Freiheitsgrade
Fox 1998	1. Messung der in situ Kräfte im PCL bei posteriorer Belastung 2. Messung der Kräfte im anterolateralen und posteromedialen Bündel	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Gabriel 2004	1. Messung der in – situ – Kraft im ACL und seinen Bündeln unter einer anterioren und einer kombinierten Valgus – Innerrotationsbelastung	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Hsu 2006	1. Untersuchung des geschlechtsspezifischen Unterschieds bei Torsionsbelastungen und bei einer anterioren Belastung	Pittsburgh	kraftkontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Li 1999	1. Bestimmung der in – situ – Kraft im ACL bei Belastung des M. quadriceps und der Kniebeuger in Kombination mit Rotations- und Translationsbelastungen	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF

Livesay 1997	1. Vergleich einer kraft- und einer positionskontrollierten Messung zur Bestimmung der in – situ – Kraft im ACL und seinen Bündeln(Schwein)	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Ma 2000a	1. Bestimmung der unbelasteten Neutralposition im ACL – und PCL – defizienten Kniegelenk	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Rudy 1996	1. Vorstellung einer Methode zur Messung der in – situ – Kräfte in den Bändern des Knies 2. Vergleich Roboter vs. Universalprüfmaschine	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Rudy 2000	1. Einfluß der Wahl des Kraftpunktes auf die anteriore tibiale Translation und die sekundäre Rotation des Unterschenkels	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 2-DOF
Sakane 1997	1. Bestimmung der in – situ – Kraft im ACL und seinen zwei Bündeln bei einer anterioren Belastung	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Sakane 1999	1. Bestimmung der in – situ – Kraft des ACL, MCL, PLS, PCL und dem Knochenkontakt in Abhängigkeit vom Flexionswinkels	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Song 2004	1. Vergleich zwischen einem Finite Elemente Model und der biomechanischen Vermessung eines Kniegelenks mit in – situ Kraft Bestimmung im ACL	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF

b. Review – Artikel und technische Beschreibungen

Allen 1999	1. Review – Artikel über die Einsatzmöglichkeiten des Robotersystems	Pittsburgh	Entfällt	Entfällt
Frey 2004	1. Vorstellung eines optimierten roboterbasierten Meßaufbaus mit erhöhter Meßgeschwindigkeit und optimierter kraftkontrollierter Steuerung	München (eigene Arbeitsgruppe)	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF/5-DOF
Fujie 1995	1. Vorstellung zur Berechnung der Kräfte im ACL mit dem Verfahren der Superposition	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Fujie 1993	1. Vorstellung des roboterbasierten Meßsystems und der technischen Grundlagen	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Gilbertson 1999	1. Verbesserung der Schwerkraftkorrektur des Kraft – Momenten – Sensors	Pittsburgh	positionskontrolliert	6-DOF
Moore 2005	1. Optimierung der Reproduzierbarkeit der Messungen an einem Gelenk	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF
Woo 1999b	1. Review – Artikel über die Möglichkeiten des Roboter – Systems in Kombination mit einem Kraft – Momenten – Sensor 2. Darstellung anatomischer und biomechanischer Grundlagen	Pittsburgh	entfällt	entfällt
Woo 2000	1. Review Artikel über die Möglichkeiten des Roboter – UFS – Systems	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF/1-DOF

c. Vorderes Kreuzband (ACL)

Allen 2000	1. Bedeutung des medialen Meniskus im gesunden Kniegelenk und nach ACL - Ruptur ohne / mit medialer Meniskektomie 2. Bestimmung der in – situ – Kräfte im ACL und medialen Meniskus	Pittsburgh	kraft -/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Frey 2006	1. Biomechanischer Analyse eines intakten und ACL defizienten Kniegelenk 2. Implementierung der Daten in einen Simulator zum Training der klinischen Gelenkuntersuchung am Knie	München (eigene Arbeitsgruppe)	kraft -/ positionskontrolliert	6-DOF/5-DOF

Fukuda 2003	1. Bestimmung des Valgus – Moments, das bei einem Pivot – Shift – Test verwendet wird	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF/2-DOF
Ishibashi 1997	1. Biomechanische Analyse der Unterschiede zwischen anatomischem und dem ACL – Transplantierten Kniegelenk (Schwein) mit drei Befestigungen tibial 2. Bestimmung der Unterschiede der Kräfte im anatomischen ACL und im ACL – Transplantat	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Kanamori 2000b	1. Bedeutung des ACL für IR und beim Pivot – Shift – Test (IR und Valgus) 2. Bestimmung der in – situ – Kraft im ACL bei IR und IR und Valgus 3. Veränderung der Beweglichkeit bei ACL Verletzung	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 2-DOF
Kanamori 2002	1. Einfluß verschiedener Rotationsmomente beim Pivot – shift – Test auf die sekundäre anteriore Translation und die in – situ – Kraft im gesunden und ACL – defizienten Kniegelenk	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Kilger 2006	1. Vergleich des gesunden Kniegelenks mit einem double bundle ACL – Transplantat vor und nach hoher valgusierender tibialer Umstellungsosteotomie	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Kilger 2005	1. Vergleich zweier Fixationstechniken der femoralen Befestigung beim ACL – Ersatz 2. Vergleich der Steifigkeit und maximalen Belastbarkeit der Befestigungen (besonderer Versuchsaufbau)	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	5-DOF
Li 2004	1. Bestimmung der in – situ – Kraft im ACL und PCL in Flexionen über 120° und Muskelzugsimulation	Boston	Kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Loh 2003	1. Vergleich zwischen der 10Uhr und 11Uhr Befestigung femoral beim ACL Ersatz	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Musahl 2005	1. Vergleich zwischen anatomischem, ACL defizienten und zwei Platzierungen eines ACL Ersatzes femoralseitig	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Papageorgiou 2001	1. Biomechanische Quantifizierung der Beziehung zwischen ACL, ACL Ersatz und medialem Meniskus	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Tsuda 2002	1. Vergleich der longitudinalen und transversalen Beweglichkeit (radiologisch) eines ACL Ersatzes mit zwei verschiedenen Befestigungsmöglichkeiten femoral bei einer anterioren Belastung (Ziege)	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Woo 2002	1. Vergleich eines Patellarsehnen- und eines Quadrupel Semitendinosus ACL Transplantats bei einer anterioren Belastung 2. Vergleich bei einer kombinierten Valgus – Innenrotations – Belastung	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 2-DOF
Yagi 2002	1. Vergleich zwischen einem single bundle und double bundle Transplantat bei ACL Ersatz unter einer anterioren Belastung 2. Vergleich unter einer kombinierten Belastung in Valgus – Innenrotations – Richtung	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 2-DOF

Yamamoto 2006	1. Untersuchung des Einflusses des Tractus iliotibialis auf die Innenrotation und die anteriore Translation während eines Pivot – shift Tests im gesunden und ACL defizienten Kniegelenk 2. Untersuchung der in – situ Kraft während der unter 1. genannten Belastungen	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 2-DOF
Yamamoto 2004	1. Vergleich zwischen einem femoral lateral fixierten single bundle und einem double bundle Transplantat bei ACL Ersatz unter einer anterioren Belastung 2. Vergleich unter einer kombinierten Belastung in Valgus – Innenrotations – Richtung	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 2-DOF

d. Hinteres Kreuzband (PCL)

Harner 1998	1. Hypothese, das der M. popliteus die in – situ – Kraft im PCL reduziert 2. Hypothese, das der M. popliteus die posteriore Translation verringert	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Harner 2000a	1. Vergleich der Biomechanik und der in – situ – Kraft im PCL zwischen intaktem Kniegelenk, single bundle und double bundle Transplantat des PCL	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Harner 2000b	1. Ein PCL – Transplantat kann bei unverletzten posterolateralen Strukturen die Biomechanik des anatomischen Kniegelenks herstellen 2. Eine Verletzung der posterolateralen Strukturen bewirkt eine Erhöhung der Kräfte im PCL und eine vermehrte Translation	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Höher 1999	1. Einfluß der Belastung der Kniebeuger und des M. quadriceps auf die in – situ – Kraft im PCL in verschiedenen Flexionsstellungen und die Biomechanik des Gelenks bei einer PCL – Ruptur	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Lenschow 2006	1. Wiederherstellung der normalen posteriore Bewegung durch ein single bundle PCL – Transplantat	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Ma 2003	1. Bestimmung des Einflusses der Neutralposition bei einer anterior – posterioren Translation im PCL defizienten Kniegelenk und nach PCL Ersatz in zwei unterschiedlichen Flexionsstellungen	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Margheritini 2004	1. Vergleich der tibial inlay und der transtibialen Fixation beim PCL Ersatz: in – situ – Kräfte, posteriore Translation	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Margheritini 2005	1. Vergleich zwischen anatomischem, PCL defizienten, single bundle und double bundle PCL Rekonstruierten Kniegelenk	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Petersen 2006	1. Vergleich zwischen anatomischem, PCL defizienten und zwei Positionen beim double bundle PCL Ersatz	Münster	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Zantop 2004	1. Vergleich zwischen zwei tibialseitigen Fixationsmethoden beim PCL Ersatz unter einer posterioren Belastung	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF

e. Mediales Seitenband (MCL)

Abramowitch 2003	1. Biomechanische Eigenschaften des MCL im Kurzzeit – follow up nach Verletzung (Ziege) 2. Eigenschaften nach 6 Wochen	Pittsburgh	kraftkontrolliert	4-DOF (ohne IE)
Scheffler 2001	1. Analyse der biomechanischen Eigenschaften des Kniegelenks im intakten, MCL defizienten und beim Kniegelenk mit in Heilung befindlichem MCL. (Ziege)	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF

f. Posterolaterale Strukturen (PLS)

Höher 1998	1. Bestimmung der in – situ – Kraft in den posterolateralen Strukturen (LCL, Popliteus Komplex) im intakten und PCL defizienten Kniegelenk bei einer posterioren Belastung	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Kanamori 2003	1. Vergleich zweier operativer Verfahren zur Rekonstruktion der posterolateralen Gelenkstrukturen	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-do
Vogrin 2000	1. Bedeutung der Verletzung der posterolateralen Kapsel – Bandstrukturen auf die Bewegung in mehreren Freiheitsgraden 2. Einfluß auf die in – situ Kraft im PCL nach Entfernung der PLS	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF

g. Vorderes Kreuzband mit medialem Seitenband (ACL und MCL)

Kanamori 2000a	1. Bestimmung der in – situ – Kraft im medialen Seitenband und den posterolateralen Strukturen bei einer anterioren Belastung im intakten und ACL defizienten Kniegelenk	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Ma 2000b	1. Biomechanische Analyse bei Verletzungssimulation am ACL und / oder MCL und nach ACL Ersatz	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF
Woo 1997	1. Review über die biomechanischen Eigenschaften des MCL während der Heilung in Kombination mit einer ACL Verletzung / Rekonstruktion (Mensch, Hase)	Pittsburgh	kraft-/ positionskontrolliert	6-DOF / 1-DOF

4.4. Biomechanische Untersuchung am Vorderen Kreuzband

Wie in der Einleitung bereits erwähnt, sind uns keine Publikationen bekannt, die den Einfluß unterschiedlicher tibialer Positionen des Kreuzbandtransplantats am gleichen Knie untersuchten. Auch gibt es keine Arbeiten, welche das anatomische Kreuzband als „physiologisches Transplantat“ verwendeten und so den Einfluß einer tibialen Verschiebung untersuchten.

4.4.1. Transplantatpositionierung beim ACL – Ersatz

Eine maßgebliche Arbeit als Richtlinie zur Positionierung eines Kreuzbandtransplantats wurde von [Amis 1998] publiziert. Demnach ist bei der femoralen Positionierung auf eine dorsale Lage zu achten. Die tibiale Insertion sollte ein Impingement des Transplantats an der Notch verhindern. Hier ist auch auf die anteriore Translation der Tibia unter Krafteinleitung zu achten, bei der es zu einem Anschlagen des ACL – Transplantats an der Notch kommen kann. [Howell 1992] empfiehlt für die Platzierung des

tibialen Bohrlochs eine Position ca. 4 bis 5 mm dorsal der Verlängerung des Notchdachs durch das Tibiaplateau in Hyperextension. [Jackson1994] gaben für den idealen Verlauf des Bohrkanals eine Richtung parallel zur Notch und eine Position bei 40% des Tibiaplateaudurchmessers von ventral an. Nicht nur eine Fehlpositionierung in der anterior – posterioren Richtung kann ein Impingement verursachen, sondern auch eine Fehlplatzierung in der medio – lateralen Richtung. Im gesunden Knie wird ein Impingement durch die entenfußartige („duck`s foot“) [Amis 1998, Seite 6f.] Form des tibialen ACL – Ansatzes verhindert. Diese Eigenschaft ist bisher weder mit einem Einbündel – Transplantat (Lig. patellae), noch mit einem Zwei- oder Mehrbündeltransplantat (Hamstring muscle) zu erreichen. Bei Mehrbündeltransplantaten kann versucht werden, die physiologische Außenrotation des Kreuzbands grob einzustellen. Die Rotation des Transplantats hat zur Folge, daß, bei physiologischen Flexionsstellungen und einer Rotation des Transplantats von ca. 90° nach außen, die maximale Belastbarkeit erhöht ist, während bei einer Außenrotation um 180° diese Eigenschaft verloren geht [Amis 1998].

Die Spannung des Transplantats ist nicht einheitlich vorgegeben. In der Arbeit von [Amis 1998] wird eine Spannung der Patellarsehnentransplantate von 47 N, bzw. 70 N in 10° Flexion angegeben. Die Vorspannung hängt jedoch auch von der Positionierung des Ansatzes ab. Eine weiter dorsale Lage erfordert eine höhere Vorspannung des Bandes, um eine anteriore Translation verhindern zu können. [Gertel 1993] zeigten, daß mit einem Transplantat die normale Biomechanik des Kreuzbands nicht hergestellt werden kann. Somit kann auch nicht von einer anatomischen Rekonstruktion, wie unter anderem in der Arbeitsgruppe in Pittsburgh öfters beschrieben (Tabelle 1), ausgegangen werden.

Es scheint also verschiedene Positionen zu geben, welche, durch unterschiedliche Vorspannung und Rotation des Transplantats, ein ähnliches Resultat zeigen. Auf Grund der verschiedenen operativen Verfahren und der verschiedenen technischen Parameter beim Kreuzbandersatz, sind aus unserer Sicht in diesem Bereich genauere Untersuchungen notwendig. Eine anatomische Rekonstruktion ist bisher nicht möglich.

4.4.2. Verfahren zur Kraftmessung am Vorderen Kreuzband

Bisher kamen zwei Verfahren der direkten Kraftmessung an Bändern des Kniegelenks zur Anwendung. Eine Möglichkeit ist das direkte Anbringen von kleinen Kraftsensoren auf den Bandfasern (intragamentär). Die zweite Möglichkeit besteht in der Überbohrung des Ursprungs oder Ansatzes und dem Einfügen eines Kraftsensors zwischen Band und Femur oder Tibia. Eine dritte – indirekte – Möglichkeit ist das Verfahren der Superposition.

Intragamentäre Kraftmessung / Dehnungsmessung

Dieses Verfahren wurde z.B. an der Universität von Vermont verwendet. Hier wurden in Vivo – Messungen an gesunden Kreuzbändern, aber auch an Transplantaten durchgeführt. Der dazu

verwendete Sensor ist ein sog. „Hall effect strain transducer“. Weitere Sensortypen sind der sog. Bucle – Transducer [Gertel 1993] oder der Ω – Transducer [Dürselen 1995]. Diese werden auf das Kreuzband aufgenäht oder umhüllen das Band. Gemessen werden hier Spannungsänderungen und Längenänderungen in einem Bandabschnitt, aus dem versucht wird, die gesamte Änderung der Bandstruktur und die auftretenden Kraft abzuleiten. Darin liegen auch die Nachteile. Durch den scherengitterartigen Aufbau und den Querschnitt des Bandes sind praktisch nie alle Bandanteile angespannt und es kann die tatsächliche Kraft nur näherungsweise und mit erheblicher Ortsabhängigkeit bestimmt werden. Zudem kommt es beim Anbringen der Sensoren zu einer Verletzung des Bands durch die Naht und durch die Größe des Sensors kann es zu einer Berührung der angrenzenden Strukturen kommen, was die Meßergebnisse verfälscht. Der Vorteil liegt in einer möglichen Messung in Vivo, wie sie sowohl im Tiermodell [Holden 1994] als auch am Menschen durchgeführt wurden [Beynon 1992, 1994; Fleming 1994]. Letzteres erfolgte intraoperativ.

Kraftmessung im Ursprungs-/ Ansatzbereich

Mit diesem Verfahren können die gesamten Kräfte im Kreuzband bestimmt werden. Dieser Versuchsaufbau wurde erstmals von [Markolf 1990] beschrieben. Diese Technik diente als Grundlage für unsere Messungen. Zunächst wurde über eine Zielführung (Kirschner – Draht, K – Draht) das Kreuzband möglichst zentral am tibialen Ansatz markiert und mit einem Hohlbohrer soweit überbohrt, daß die anatomische Position erhalten blieb. Nach Anbringen des Meßaufbaus erfolgte die Entfernung der restlichen ossären Verbindung zur Tibia. Zwischen der Meßapparatur, bzw. der Halterung des Kreuzbandansatzes und dem umgebenden Knochen durfte kein Kontakt sein, da dies zu falschen Meßergebnissen geführt hätte.

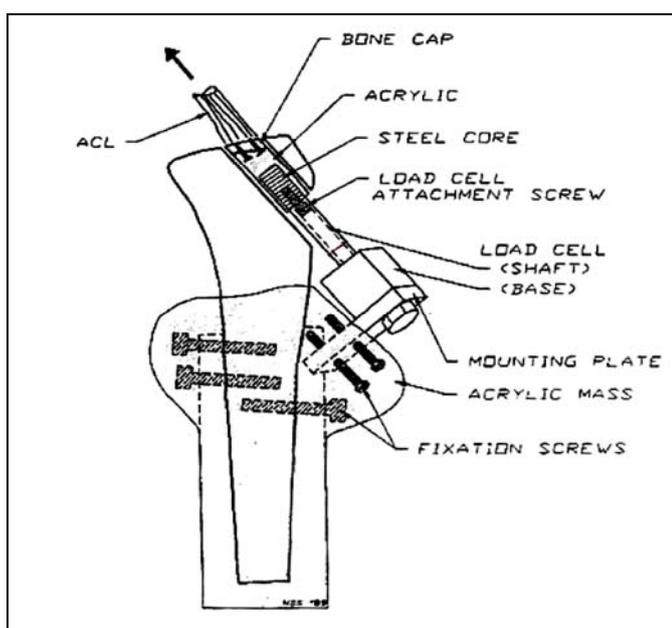


Abbildung 8: Meßaufbau aus [Markolf 1990] zur direkten Kraftmessung am Kreuzband.

Kraftberechnung mit dem Verfahren der Superposition

Eine weitere Möglichkeit zur Kraftbestimmung im Kreuzband verwendete die Arbeitsgruppe um Woo [Sakane 1997, Xerogeanes 1995] mit dem Prinzip der Superposition. Hierbei wurde ein intaktes Präparat biomechanisch vermessen. Im nächsten Schritt wurde eine Struktur, z.B. das ACL, durchtrennt und die Messung positionskontrolliert wiederholt. Die Differenz zwischen den maximalen Kräften in einer bestimmten Position vor und nach Zerstörung einer Bandstruktur, wurde dieser zugeschrieben. Diese Kraft wurde als in – situ Kraft bezeichnet. Dieses Verfahren wurde sukzessive auf mehrere Strukturen angewendet.

4.5. Einflußfaktoren auf biomechanische Messungen

In der Literatur wird auf verschiedene, präparatspezifische und testaufbauspezifische Einflußfaktoren hingewiesen [Woo 1986]. Im folgenden Kapitel wird auf relevante Faktoren bei biomechanischen Messungen hingewiesen.

4.5.1. Präparatspezifische Faktoren

Geschlechts- und Altersabhängigkeit

In verschiedenen Arbeiten konnte ein starker Einfluß des Geschlechts auf die biomechanischen Eigenschaften von Gelenken gefunden werden. [Markolf 1998] konnten bei ihren Untersuchungen am Kreuzband keine Gelenke weiblicher Leichen verwenden. Diese hatten nicht die nötige Knochenfestigkeit um eine sichere Fixation des Knochenzylinders am Kraftsensor zu ermöglichen. [Hsu 2006] zeigten in ihrer Studie an insgesamt 82 humanen Präparaten, daß Gelenke weiblicher Leichen eine um 25 % niedrigere Torsionssteifigkeit und eine um 35 % größere Beweglichkeit bei einer Innenrotationsbelastung hatten. Ein Unterschied in der Charakteristik bei einer anterioren Belastung konnte nicht gezeigt werden.

Mit zunehmendem Alter der Präparate vermindert sich insbesondere die maximale Belastbarkeit von Bändern, dies zeigten [Woo 1991]. Arbeiten zur Altersabhängigkeit von Beweglichkeiten sind uns nicht bekannt.

Das Geschlecht der verwendeten Präparate hat somit einen großen Einfluß auf die Messungen. In unserer Studie wurden nur Präparate männlicher Leichen verwendet. Ein geschlechtsspezifischer Unterschied konnte somit ausgeschlossen werden.

Postmortale Veränderung von Gewebeeigenschaften

Post mortem treten in jedem Gewebe mehr oder weniger schnell autolytische Prozesse auf, welche die Gewebeeigenschaften beeinflussen. [Fitzgerald 1975] zeigte in seiner Studie, daß innerhalb der ersten

sechs Stunden post mortem die elastischen Eigenschaften des Muskelgewebes weitgehend verschwinden (Totenstarre). Der Einfluß des sofortigen Einfrierens nach dem Tod wurde von [Leitschuh 1996] an 16 Neuseelandhasen untersucht. Dabei wurde eine Abnahme der Belastbarkeit um 50% nach 28 Tagen Lagerung bei -80°C festgestellt. [Van Ee 2000] untersuchten den Einfluß des Einfrierens nach Abklingen der Totenstarre. Ihre Ergebnisse zeigten keinen signifikanten Unterschied zum frischen Präparat nach dem Gefrierlagern. [Gottsauer – Wolf 1995] fanden eine signifikante Längenänderung der Muskulatur nach dem Auftauen. Hier waren die gefrorenen Präparate um 9,3% verkürzt. In ihrer Arbeit konnten sie Unterschiede zwischen frischen und tiefgefrorenen Knochen – Muskel – Knochen Präparaten von Kaninchen darstellen. Frische Präparate haben eine höhere maximale Belastbarkeit, eine höhere Steifigkeit und können mehr Energie bis zum Versagen aufnehmen. In ihrer Publikation wiesen die Autoren aber darauf hin, daß der Einfluß auf Bänder nicht signifikant ist.

[Clavert 2001] untersuchten die Veränderung zwischen frischen und 14 Tage tiefgefrorenen Sehnenpräparaten (-30°C), welche innerhalb von vier Stunden aufgetaut wurden. In der Relaxation zeigte sich kein Unterschied zwischen frischen und gefrorenen Präparaten. [Ralis et al. 1989] zeigten in ihrer Arbeit an Kaninchen und Ratten ähnliche Ergebnisse, wobei nach dem Auftauen der Präparate eine vermehrte passive Beweglichkeit in Form von geringeren Kräften gemessen werden konnte. [Woo 1986] konnten keine signifikante Änderung der Ergebnisse bei einer Lagertemperatur von -20°C und einer Gefrierdauer von 1,5 bis 3 Monaten finden. Die Messungen erfaßten den kompletten Band – Knochen – Apparat und nicht nur die isolierten Bändeigenschaften. Sie maßen Steifigkeit, Deformation und Hysterese unmittelbar nach dem Tod und nach Gefrierlagerung. Zu einem gleichen Ergebnis kamen [Panjabi 1985] bei der Testung von Junghanns'schen Bewegungssegmenten aus der Brustwirbelsäule. Auch sie fanden keinen signifikanten Einfluß des Gefrierens von Präparaten und der anschließenden Testung über 13 Tage.

Zusammengefaßt ergibt sich durch das Einfrieren der Präparate ein signifikanter Unterschied auf die Eigenschaften der Muskulatur, jedoch nicht auf Knochen, Bänder und Sehnen.

Viskoelastischer Effekt

Unter viskoelastischem Effekt versteht man den Widerstand, der überwunden werden muß, um einen Körper zu verformen, ohne ihn strukturell zu verändern. Dadurch ergeben sich für eine Bewegung in eine Richtung, z.B. eine Flexion, minimal andere Kräfte als für die Gegenbewegung, in diesem Fall eine Extension. In der graphischen Darstellung ergibt sich dadurch eine sog. Hysteresekurve. [Weiss 2002] zeigten in ihrer Arbeit, daß sich Bänder unter physiologischen Bedingungen viskoelastisch verhalten. Aus diesem Grund müssen bei der Durchführung der Tests mehrere Zyklen unternommen werden, um konstante Bewegungen und Kräfte zu erreichen. Dies wurde von [Fox 1998, Grood 1981] und [Woo

1991] bestätigt. [Grood 1981] zeigten nach den präkonditionierenden Meßzyklen Abweichung der Ergebnisse von unter 0,25%.

Pathologische Veränderungen der Präparate

Veränderungen der Gelenkpartner im Sinne einer Destruktion oder einer ausgeprägten Osteoarthrose verändern die biomechanischen Eigenschaften von Gelenken massiv. Das gleiche gilt für Verletzungen der Kapsel – Bandstrukturen. Die Präparate wurden in den publizierten Arbeiten auf pathologische Veränderungen visuell und/oder radiologisch untersucht. Im Hinblick auf diese Kontrolle erscheint die Tatsache besonders interessant, daß Patienten mit einer Osteoarthrose in einem Kniegelenk, eine verminderte Belastbarkeit und Flexibilität auch im gesunden Bein haben [Meßier 1992].

4.5.2. Präparatunabhängige Einflußfaktoren

Diese Faktoren ergeben sich aus dem Setup, der Bedienung des Versuchsaufbaus und aus der Definition von Meßgrößen.

Ausgangsposition für die Messungen

Die Ausgangsposition gibt die Gelenkstellung an, aus der die Messung erfolgt. Die meisten Autoren verwendeten eine Ausgangsposition oder Neutralposition, die durch ein geringes Extensionsmoment erreicht wurde (Tabelle 2). [Markolf 1993] verwendeten eine kraftkontrollierte Position mit einem Extensionsmoment von 2 Nm für die Neutralstellung in Extension. [Shoemaker 1986] definierten die Neutralstellung unter axialer Krafteinleitung, wenn die Tibia gegenüber dem Femur nicht subluxierte. [Markolf 1981] wiesen bereits auf das Problem der Definition einer geeigneten Ausgangsposition hin. Ein definierter Winkel, beispielsweise für die Extension, ist auf Grund der variablen Beweglichkeit zwischen den Präparaten nicht möglich.

Tabelle 2: Beispiele für die Bestimmung der Neutralposition des Kniegelenks in der Literatur.

Autor	Definition der Neutralposition
Brantigan 1941	Hyperextension mit einem Gewicht von 2,1 kg bei 10 cm tibial vom Gelenkspalt (2 Nm)
Grood 1988	vertikale hängende Position der Tibia, in der keine Kräfte auf das Gelenk wirkten und keine Strukturen geschädigt waren
Li 2004	Neutralposition ist eine Flexionsbewegung, bei der alle Kräfte unter 5 N, bzw. Momente unter 0,5 Nm liegen
Markolf 1993	Extension mit einem Moment von 2,0 Nm
Markolf 1981	Einleitung eines Extensionsmomentes von 0,7 Nm
Shapiro 1981	Extension über ein Moment von 2 Nm eingestellt; Neutrale Rotation zwischen den maximalen Werten der Innenrotation und Außenrotation
Shoemaker 1985	Einstellung mit 1,22 Nm Extensionsmoment
Torzilli 1994	Stellung bei 0 N anteriorer Kraft in den jeweils untersuchten Flexionswinkeln
Wascher 1993	Extension mit einem Moment von 2,0 Nm
Arbeitsgruppe in Pittsburgh (siehe Tabelle 1)	Neutralposition ist eine Flexionsbewegung, bei der alle Kräfte unter 2 N, bzw. 0,2 Nm, in den neueren Arbeiten auch unter 0,1 Nm liegen

Die Arbeitsgruppe in Pittsburgh (Tabelle 1) verwendete in ihren roboterbasierten Messungen keine eigentliche Neutralposition. Sie bestimmten eine Bewegungsbahn des Gelenks mit minimalen Kräften und Momenten. Da das Gelenk in Flexionsrichtung den geringsten Widerstand hat, führt bereits eine minimale Kraft zu einer Bewegung in diesem Freiheitsgrad. In den anderen Freiheitsgraden werden Bewegungen durch eine Anspannung von Kapsel – Bandstrukturen nur in einem sehr geringen Umfang zugelassen. Es resultiert eine nahezu reine Flexion. Die eingeleiteten Kräfte für die Bestimmung der sog. Nullkraftkurve in sechs Freiheitsgraden lagen zwischen 2 und 5 N (Tabelle 1). Die Momente wurden auf maximal 0,5 Nm limitiert (Kapitel 7.2). Diese Kräfte und Momente werden benötigt, um das viskoelastische Verhalten der Bänder zu überwinden.

Die unterschiedlichen Definitionen der Neutralposition machen eine Vergleichbarkeit unmöglich.

Setup bedingte Einflüsse

In der Literatur gibt es kein einheitliches Verfahren zur Fixierung der Präparate. Ebenso fehlt ein standardisiertes Verfahren zur Einleitung der Kraft. Meistens wurde die Kraft über die Tibia aufgebracht. Eine exakte Angabe zum Ursprung oder zum Wirkungsort einer Kraft, dem sog. Kraftpunkt, wurde selten gemacht. Die Wahl des Kraftpunktes und der Krafrichtung kann eine sekundäre Bewegung verursachen und primäre Bewegungen vergrößern oder verkleinern.

Bei der Wahl des Kraftpunktes oder der Krafrichtung kommt es zu Momenten, die eine Rotation oder Angulation bewirken können. [Rudy 2000] konnten in einer Untersuchung zum Kraftpunkt große Differenzen in der sekundären Innenrotation- / Außenrotation unter einer anterioren Lasteinleitung

finden. In dieser Studie wurden vier verschiedene Angriffspunkte (symmetrischer Mittelpunkt des Tibiaplateaus, lateral und medial von diesem und der bei der klinischen Untersuchung angewendete Punkt 10 cm unterhalb des Gelenkspalts) verglichen. Bei Wahl eines lateralen Kraftpunktes fand sich eine sekundäre Innenrotation. Diese lag bei $13 \pm 10^\circ$ in 30° Flexion. In gleicher Gelenkstellung und bei gleicher Kraft, aber dem medialen Kraftpunkt, resultierte eine sekundäre Außenrotation von $8 \pm 7^\circ$.

Die Bedeutung der Kraftrichtung hatten [Lyon 1989] in ihrer Arbeit an Schweinepräparaten dargestellt. Einen großen Einfluß konnten auch [Woo 1991] bei Reißversuchen am Vorderen Kreuzband zeigen. Demnach tolerierte das Vordere Kreuzband in einer jungen Patientengruppe bei einer Belastung in Bandrichtung eine um ca. 30% größere Kraft (2160 ± 157 N), als bei einer Lasteinleitung nach anterior (1602 ± 167 N).

Einige Autoren geben Geschwindigkeiten für die Kraft- oder Momenteinleitung in einem Freiheitsgrad an. [Fukubayashi 1982] verwendeten Werte zwischen 0,05 und 1 Zyklus/sek., bei [Wang 1974] lag sie bei $3,2^\circ/\text{sek.}$, bei [Woo 1991] bei 200 mm/min. und bei [Shoemaker 1986] bei 5mm/sek.. [Markolf 1981] verwendeten bei einer anterior – posterioren Belastung eine Geschwindigkeit von 1 mm/sek., bei Varus – Valgus $2^\circ/\text{sek.}$ und bei Rotation $5^\circ/\text{sek.}$. Bei Tests mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten konnte kein signifikanter Einfluß nachgewiesen werden [Fukubayashi 1982]. [Woo 1999a] zeigten in ihrer Arbeit, daß bei sehr hohen Belastungsgeschwindigkeiten eine Zunahme des Elastizitätsmoduls um bis zu 30% zu finden war (vergrößerter Abstand der Kurven in der Hysterese). Ein Unterschied in den maximalen Bewegungen konnte jedoch nicht gezeigt werden. [Weiss 2002] fanden in ihrer Studie ebenfalls eine Unabhängigkeit der Ergebnisse von der Belastungsgeschwindigkeit.

Die Reihenfolge der Durchtrennung der Bänder wurde von [Butler 1980] als wichtig erachtet. Dieses Problem wurde bei unseren Versuchen zur Verletzungssimulation umgangen, indem Bandstrukturen „wieder fixierbar“ gelöst wurden und nicht das Verfahren der Superposition angewendet werden mußte.

Die Temperatur der Gelenke bei Testung wird sehr unterschiedlich bewertet. [Woo 1999a] führten verschiedene Arbeiten an, die unterschiedliche Ergebnisse, bedingt durch die Umgebungstemperatur, ausmachen konnten, während andere keine Unterschiede fanden.

Die große Zahl unterschiedlicher Testverfahren und Definitionen macht eine Vergleichbarkeit der Studien fast unmöglich. Hierauf hatten auch [Amis 1998] in Bezug auf biomechanische Untersuchungen von Kreuzbandtransplantaten verwiesen.

5. Material und Methoden

Im folgenden Kapitel wird die Entwicklung und Testung des gesamten Setups beschrieben. Zunächst wird die Entwicklung des technischen Teils des Versuchsaufbaus erläutert. Im zweiten Abschnitt wird der Versuchsaufbau für die Messungen mit einer transversalen Verschiebung des Kreuzbands und direkter Kraftmessung beschrieben. Die folgenden zwei Teile beschäftigen sich mit der Testung der zwei Bestandteile des Setups, den verwendeten Präparaten und der Präparation. In den Abschnitten fünf bis sieben wird die Durchführung der Messung beschrieben. Im letzten Kapitel wird eine Übersicht über die verwendete Software für die Auswertung und die grafische Darstellung der Ergebnisse gegeben.

5.1. Untersuchung der globalen Biomechanik des Kniegelenks

5.1.1. Technischer Teil des roboterbasierten Versuchsaufbaus

Überblick

Der Basisaufbau der Meßvorrichtung bestand aus einem Roboter, welcher auf einem Fundament fixiert war. Dieses wurde aus Aluminiumprofilen der Firma Bosch® (Bosch Rexroth AG, Lohr am Main, Deutschland) konstruiert. Auf dem Fundament konnte über eine speziell entwickelte Halterung das Präparat femoralseitig fixiert werden. Das Gelenk wurde proximal und distal des Gelenkspalts in Aluminiumzylinder einzementiert und über eine spezielle Halterung am Roboterarm, über einen Kraftsensor und eine pneumatische Druckluftsicherung, tibialseitig befestigt (Abbildung 9). Das Präparat wurde zunächst ohne Verletzungen eingespannt und biomechanisch untersucht. Bei den Präparaten 3 und 4 wurde in weiteren Messungen eine Läsion der Kollateralbänder simuliert. Hierfür wurden die Ursprungsbereiche mit einer Knochenschuppe so gelöst, daß sie über eine Schraubenosteosynthese anatomisch korrekt wieder refixiert werden konnten.

Für die Versuche mit transversaler Verschiebung des tibialen ACL – Ansatzes (Kapitel 5.2.) wurde das Band von distal am tibialen Kreuzbandansatz überbohrt. Die Fixierung an die Tibia erfolgte über ein parallel zum Tibiaplateau liegendes XY – Verschiebestück und einen Kraftsensor. So konnte der Einfluß verschiedener, parallel zum Tibiaplateau liegender, Positionen auf die Kräfte im ACL und die globale Mechanik untersucht werden.

Verwendete Hardware

Die Basis des Versuchsaufbaus war der Industrieroboter Stäubli RX90-B [Stäubli AG, Schweiz). Die maximal geleisteten statischen Kräfte und Momente liegen bei 120 N, bzw. 10 Nm im Bereich des 6. Gelenks (Ende des Roboterarms, Abbildung 9). Im dynamischen Bereich können deutlich höhere Werte erreicht werden. Zum Schutz des Roboters, insbesondere des letzten Gelenks, wurde ein

pneumatisches Sicherheitssystem (IPR GmbH, Deutschland), auf Basis einer Druckluftkupplung, verwendet. Dieses löst sich bei einer Kraft über 120 N, bzw. Momenten über 10 Nm und blockiert den Roboter. Hierdurch wurde auch das Präparat geschützt. Das Sicherheitssystem befand sich am Ende des Roboterarms, vor dem Kraftsensor. Als Kraftsensor wurde ein Modell der Firma JR3 Inc. (Modell 90M31A-150, Woodland, Kalifornien, USA) (Datenblatt Anhang A2) verwendet. Dieser kann Kräfte und Momente in sechs Freiheitsgraden (DOF) messen. Der Roboter arbeitete mit einem Controller, welcher auf Real Time Linux (SUSE Linux GmbH, Nürnberg, Deutschland) basierte. Das System lief auf einem handelsüblichen PC mit einem 1,9 GHz Prozessor [Hoogen 2002]. Die Verbindung zwischen Roboter, Kraft – Momenten – Sensor und Steuerrechner wurde über PCI (Peripheral Component Interconnect) – Karten hergestellt.

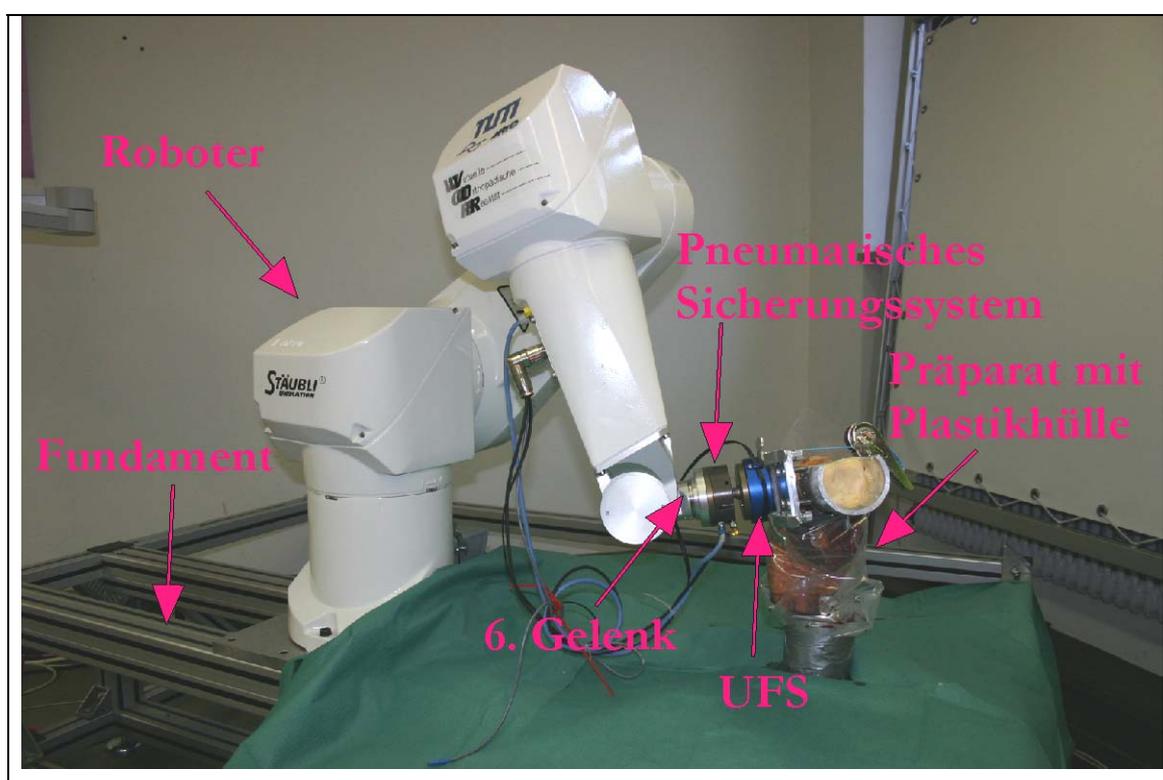


Abbildung 9: Gesamter Meßaufbau mit eingespanntem Präparat.

Die Originalsteuerung des Roboters arbeitete mit einer Zykluszeit von 16 ms, was einer maximalen Abtastrate von 62,5 Hz entspricht. Der Prozessor des ursprünglichen Steuerrechners war mit 25 MHz getaktet und reichte damit nicht annähernd für die geplanten Untersuchungen.

Durch die von uns verwendete Hardware und die neu entwickelte Steuerungssoftware waren Stellerraten von bis zu 4 kHz pro Freiheitsgrad am Roboter möglich. Dies ermöglichte kontinuierliche Aufzeichnungen der Meßergebnisse, bei gleichzeitig sehr schneller und genauer Messung [Frey 2004, Frey 2005]. Die Schrittgröße der Kräfte bis zur maximal gewählten Kraft konnte nahezu frei gewählt werden. Die von uns gewählten maximalen Kräfte, Momente und Flexionswinkel sind in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3: Übersicht über die durchgeführten Messungen und die hierbei untersuchten Gelenkstellungen und Belastungen. Es werden die maximal verwendeten Kräfte / Momente angegeben.

Zu messende Charakteristik	Untersuchter Freiheitsgrad	Schrittweite der verwendeten Flexion / Momente / Kräfte
Anterior / posteriore Translation als Funktion der anterior / posterioren Kraft und des Flexionswinkels	Flexionswinkel	-5°, 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 60°, 80°, 100°, 120°
	Anterior / posteriore Kraft	Maximal ± 100 N, Schrittweite 5 N
	Übrige Freiheitsgrade	Keine Einschränkung der Bewegung und Kraft
Varus-/Valguswinkel als Funktion des Varus-/Valgusmoments und des Flexionswinkels	Flexionswinkel	-5°, 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 60°, 80°, 100°, 120°
	Varus- / Valgusmoment	Maximal ± 10 Nm, Schrittweite 0,5 Nm
	Übrige Freiheitsgrade	Keine Einschränkung der Bewegung und Kraft
Tibiale Innenrotation / Außenrotation als Funktion des Innenrotation-/Außenrotationsmoments und des Flexionswinkels	Flexionswinkel	-5°, 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 60°, 80°, 100°
	Innenrotations-/Außenrotationsmoment	Maximal ± 10 Nm, Schrittweite 0,25 Nm
	Übrige Freiheitsgrade	Keine Einschränkung der Bewegung und Kraft

Koordinatensysteme

In der Abbildung 10 sind die Koordinatensysteme des Setups dargestellt. Das Weltkoordinatensystem \sum_O befand sich in der Roboterbasis, das Endeffektorsystem \sum_{EE} war am Ende des Roboterarms lokalisiert. Zwei kartesische Koordinatensysteme waren mit dem Kniepräparat assoziiert: das relativ zum Weltkoordinatensystem \sum_O fixe Oberschenkelkoordinatensystem \sum_{OS} und das am Unterschenkel des Präparats fixierte Unterschenkelkoordinatensystem \sum_{US} . Die Gelenkstellung wurde klinisch mit Hilfe eines Goniometers auf 0° eingestellt. In dieser Position waren Ober- und Unterschenkelkoordinatensystem identisch (${}^0\mathbf{T}_{US} = {}^0\mathbf{T}_{OS}$). Das Unterschenkelkoordinatensystem \sum_{US} wurde anhand anatomischer Landmarken wie folgt festgelegt [Frey 2004, Frey 2005]:

- Das Zentrum von \sum_{US} war in der Mitte der Transepikondylarlinie des extendierten Kniegelenks (Linie zwischen dem medialen und lateralen Epikondylus des Oberschenkelknochens).
- Die z_{US} - Achse von \sum_{US} zeigte in Richtung der tibialen Längsachse in distale Richtung.
- Die x_{US} – Achse von \sum_{US} lag in der Ebene, welche aus der z_{US} – Achse und der Transepikondylarlinie gebildet wurde und war so orientiert, daß die Flexion durch eine positive Rotation um die z_{US} – Achse beschrieben wurde.
- Die y_{US} – Achse ergab sich aus dem Kreuzprodukt $y_{US} = z_{US} * x_{US}$.

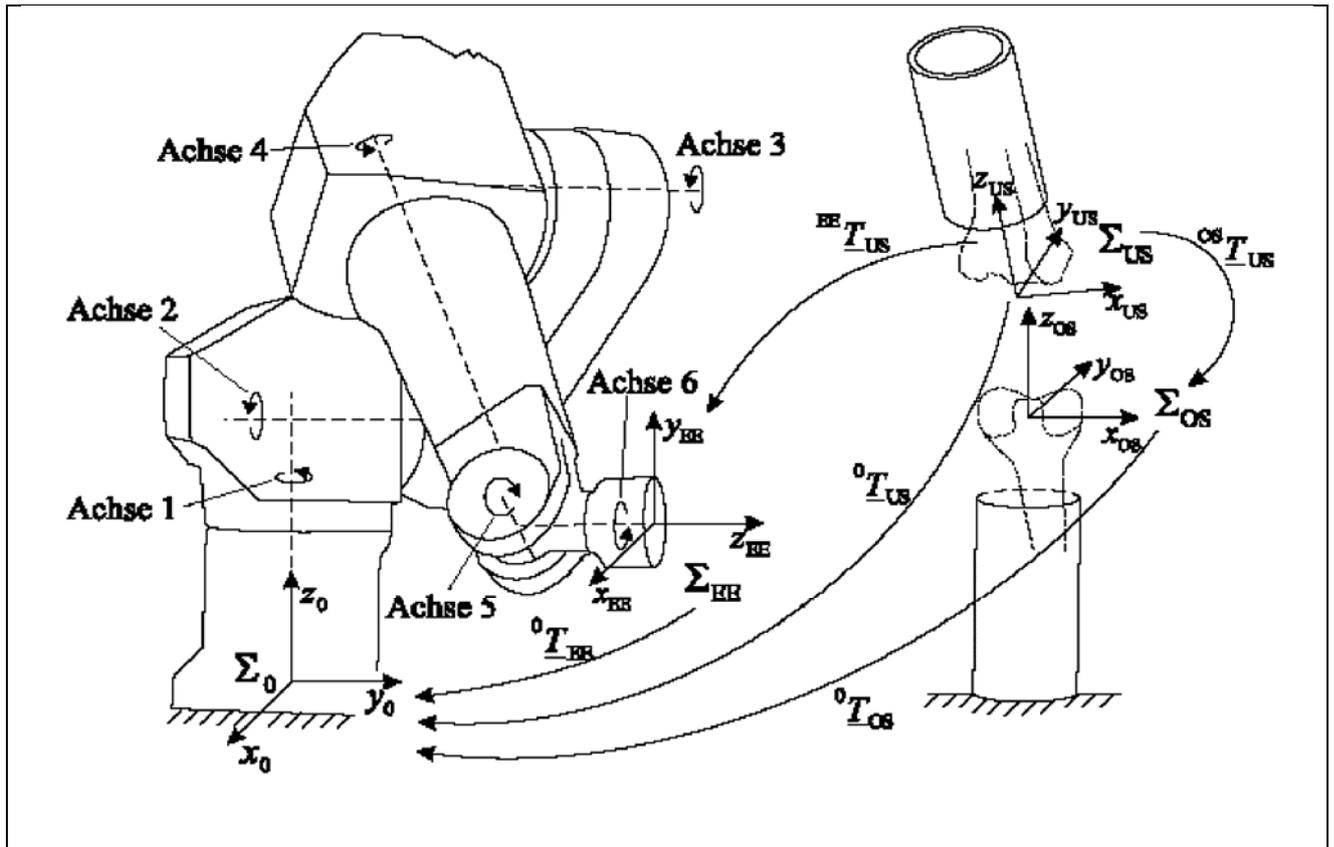


Abbildung 10: Koordinatensysteme im Meßaufbau [Frey 2005].

Die Wahl der Koordinatensysteme war ähnlich der Empfehlung der International Society of Biomechanics (ISB) [Wu 1995]. Zusätzlich zu den kartesischen Koordinatensystemen gab es das nicht orthogonale medizinische Koordinatensystem Σ_{med} . Es beschreibt die Auslenkung des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel ${}^{OS}\underline{T}_{US}$ mit den in der Medizin gebräuchlichen Bezeichnungen (Abbildung 11).

- **Flexion – Extension (FE):** Rotation um die aktuelle x_{US} – Achse.
- **Medial – Lateral (ML):** Verschiebung entlang der positiven/negativen x_{US} – Achse am rechten/linken Knie.
- **Varus – Valgus (VV):** Positive/negative Rotation um die aktuelle flektierte y'_{US} – Achse des rechten/linken Knies.
- **Anterior – Posterior (AP):** Verschiebung entlang der y'_{US} – Achse.
- **Tibiale Innen – Außenrotation (IE):** Positive/negative Rotation um die aktuelle flektierte und valgisierte z''_{US} – Achse des rechten/linken Knies.
- **Proximal – Distal (PD):** Verschiebung entlang der z''_{US} – Achse.

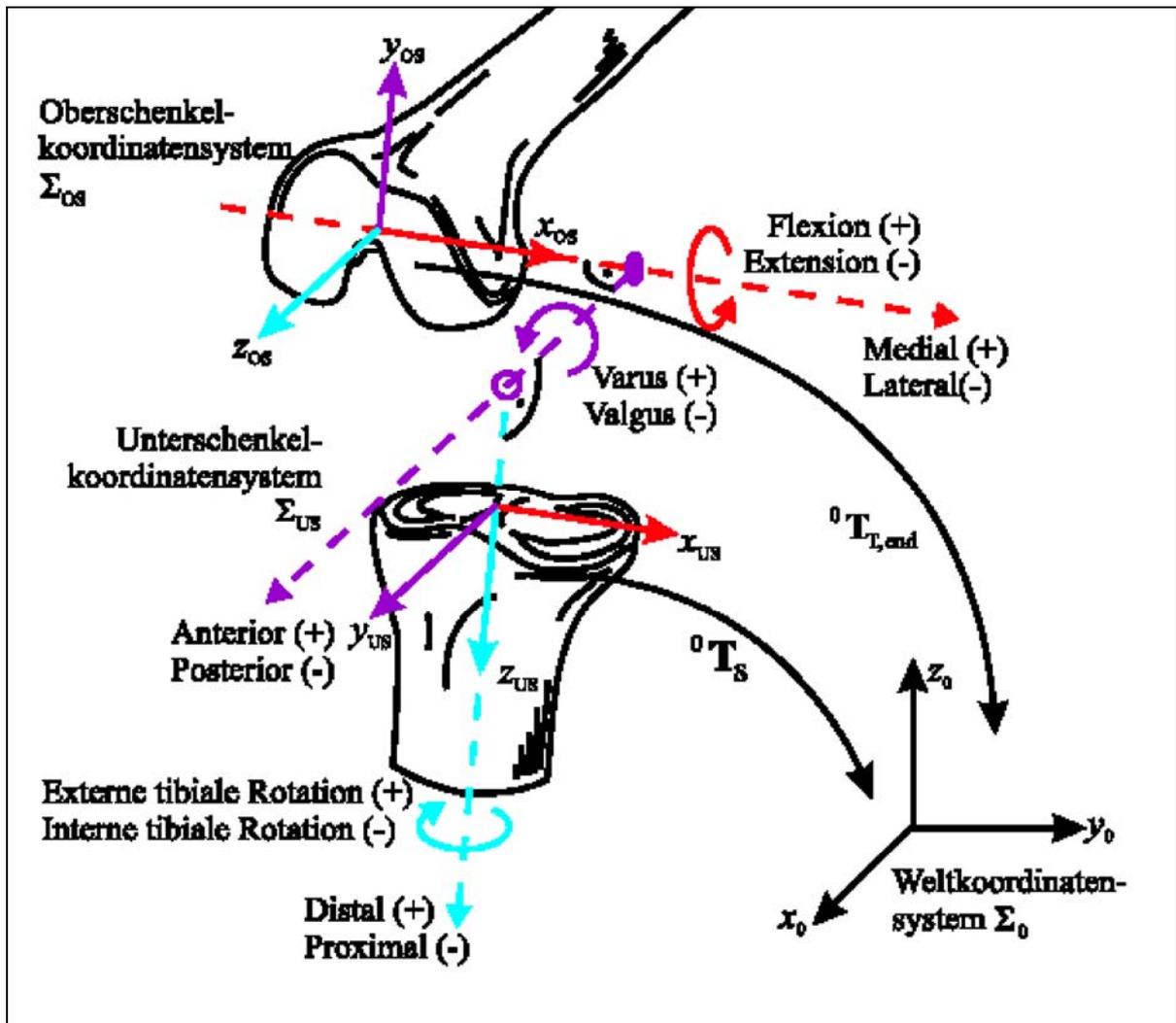


Abbildung 11: Koordinatensysteme und Freiheitsgrade im Kniegelenk [Frey 2005].

Verbindung zwischen Roboter und Präparat

Die Halterung der Präparate bestand aus einer Aluminium – Bodenplatte mit 400 x 400 x 30 mm. Diese wurde auf das Fundament des Roboters mit vier M8 Schrauben fixiert. In der Mitte der Platte befand sich ein 50 mm hoher Aluminiumzylinder mit einem Außendurchmesser von 70 mm. Dieser war mit drei M8 Senkkopfschrauben mittig auf der Bodenplatte befestigt. Über den Zylinder wurde ein Aluminiumrohr mit 90 mm Außendurchmesser, einer Wandstärke von 10 mm und einer Länge von 200 mm geschoben und über drei M6 Senkkopfschrauben befestigt. Das Rohr diente als Halterung für den femoralen Teil des Kniegelenks. In diesem Rohr waren im Abstand von 50 und 100 mm – von der Oberkante gemessen – jeweils drei Schrauben M6 mit einer Länge von 60 mm sternförmig angebracht, welche in das Innere des Rohres ragten. Über diese Schrauben wurde das Präparat im Aluminiumrohr rotationsstabil fixiert. Die Halterungen wurden durch das Projektteam geplant und gefertigt.

Für die Verbindung zwischen dem Kraftsensor am Roboter und dem Aluminiumzylinder am tibialen Gelenkteil mußten zwei Bedingungen erfüllt sein:

1. ausreichende Steifigkeit für eine hohe Meßgenauigkeit und
2. ein möglichst geringes Gewicht.

Ein hohes Gewicht am Kraftsensor hätte die pneumatische Sicherheitskupplung und das 6. Gelenk des Roboters zusätzlich belastet und die maximal verwendbaren Kräfte reduziert.

Die erste Halterung erwies sich als zu schwer und mußte daher optimiert werden (Abbildung 12, links).



Abbildung 12: Entwicklung der Verbindung zwischen Roboter und Präparat: links die erste überdimensionierte Halterung, in der Mitte der bereits deutlich leichtere Aufbau und rechts die endgültige Halterung.

Der zweite Prototyp (Abbildung 12, Mitte) der Halterung bestand aus einer 200 x 80 x 5 mm großen Grundplatte, auf deren Seite ein Lochkreis mit 50 mm Durchmesser für die Befestigung am Kraftsensor gebohrt war. Als Schrauben wurden vier Senkkopfschrauben M6 x 15 mm verwendet. Diese Platte wurde auf beiden Längsseiten mit Aluminiumleisten von 180 x 10 x 10 mm versteift. Auf diese Leisten wurde die Halterung für den tibialen Gelenkteil fixiert. Diese bestand anfangs aus einem Aluminiumrohr mit 150 mm Länge, einer Wandstärke von 5 mm und einem Innendurchmesser von 70 mm. Dieses Rohr wurde mit jeweils drei Schrauben M6 im Abstand von 50 und 100 mm, welche sternförmig wie auf der femoralen Seite angebracht waren, vom gelenknahen Rohrende versehen. Das Rohr wurde später durch ein $\frac{3}{4}$ Rohr mit der Öffnung nach anterior (Bezug zum Gelenk) ersetzt, um eine optimale Präparation des vorderen Kreuzbands zu ermöglichen und das Gewicht nochmals zu reduzieren (Abbildung 12 rechts).

Dieses Rohr wurde über einen handelsüblichen Spanngurt mit Ratschenmechanismus auf eine Aluminiumplatte mit 140 x 90 x 4 mm, in der sechs M6 Schrauben mit einer Länge von 50 mm und einem Abstand von 50 und 40 mm, von unten als Auflage für das Rohr befestigt waren, geklemmt. Durch den Druck, der durch den Spanngurt erzeugt wurde, wurde das Rohr rotationsstabil auf die Schrauben gepreßt. Diese Halterung konnte über vier herkömmliche Schnellspanner und eine genaue Repositionierung durch zwei Stiftungen, jederzeit von der Grundplatte am Sensor entfernt und exakt wieder refixiert werden.

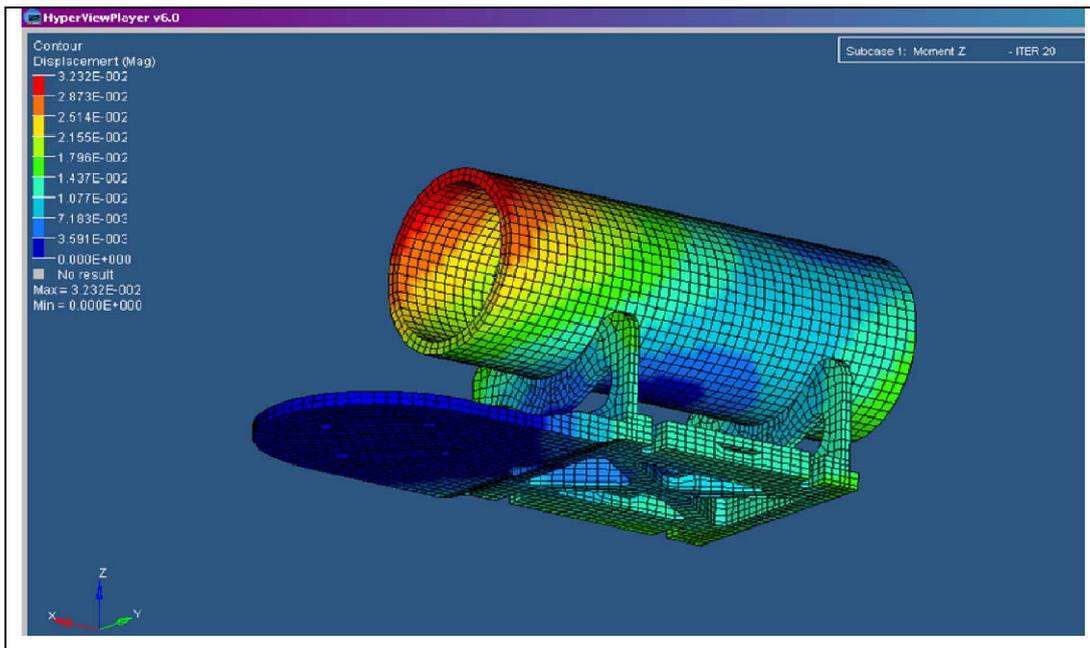


Abbildung 13: FE – Simulation (Finite Element) der Halterung für eine Belastung mit 20 Nm Varus – Valgusbelastung. Die maximale Verformung am Oberrand des Rohres (rot) ist nach Einbettung des Präparates nicht relevant, da das Rohr durch das Harz von Innen versteift wird. Die Verformung liegt bei maximal 0,032 mm (roter Bereich). Entscheidend ist die geringe Verformung in der Halterungsplatte, die bei maximal 0,018 mm liegt (grün).

Diese Halterung erwies sich als praktikabel, wurde jedoch mittels einer FE – Simulation weiter optimiert. Die in der Computersimulation (Abbildung 13) dargestellte V – förmige Auflage wurde durch vier M8 V2A – Schrauben ersetzt, welche spitz angeschliffen waren, um ein Rutschen des Rohres gegenüber der Halterung zu verhindern. Ein weiterer Grund für die Verwendung der angespitzten Schrauben war, daß die Schrauben Abdrücke in den Alurohren hinterließen und damit immer wieder eine exakte Repositionierung der Halterung ermöglichten. Weiterhin verwendet wurde die Befestigung mit dem Spanngurt (Abbildung 14).

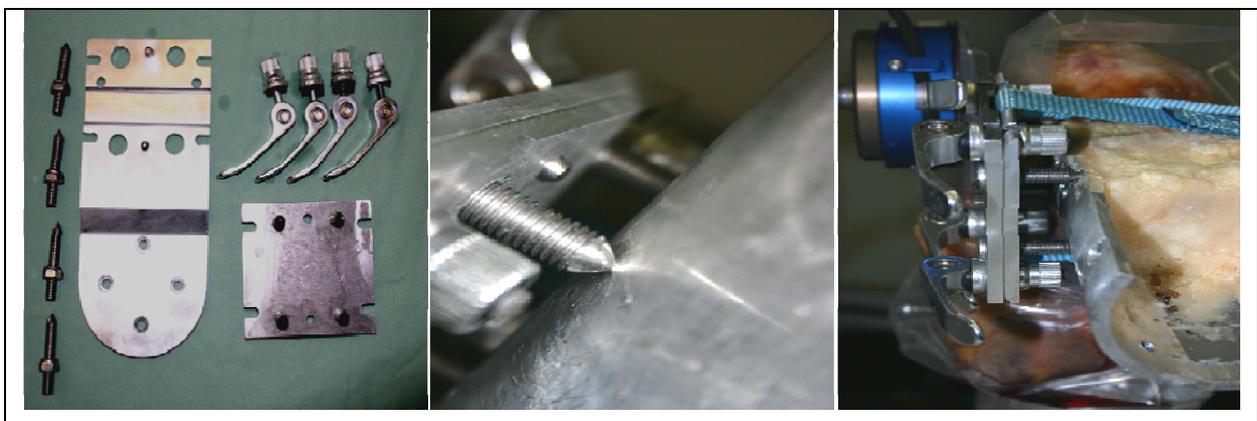


Abbildung 14: Bauteile der endgültigen Halterung (links) "Rotationssicherung" durch angespitzte Auflageschrauben (Mitte) und Positionierung der Halterung am tibialen Teil der Meßvorrichtung (rechts).

Wie oben bereits erwähnt, wurden die Präparate über sechs Schrauben in den Rohren rotationsstabil vorfixiert. Die endgültige Befestigung der Präparate in den Rohren erfolgte mit schnell härtendem Methylmetacrylat – Harz der Firma Wulkos® (Universalreparaturharz R – 23, M. Gleich, Wulkos-Baukunststoffe, Geretsried, Deutschland). Das Harz wurde bei den ersten Versuchen mit Quarzsand vermischt, um eine extreme Temperaturerhöhung (weit über 100° C) zu verhindern und die Viskosität zu erhöhen. Diese Lösung erwies sich jedoch als zu schwer. Das Harz wurde daraufhin mit Glasfasergewebe und Baumwollflocken der Fa. Conrad (Conrad Elektronik, Modellbau, München, Deutschland) vermischt. Die Füllung der Rohre mit Harz erfolgte bei den ersten Messungen über die gelenknahe Öffnung der Rohre in einem Bereich von ca. 10 – 12 cm mit einer sicheren Umhüllung der Schrauben. Hierfür wurden die Präparate senkrecht aufgestellt und die distalen Rohrenden mit Sand gefüllt, um ein Auslaufen des Harzes zu verhindern. Nach Verwendung der $\frac{3}{4}$ Rohre tibialseitig wurden die Präparate zunächst horizontal gelagert und die tibialen Rohre mit PMMA gefüllt. Die Enden des Rohres wurden zum Gelenk hin mit Glasfasergewebe und nach distal mit einem passenden Holzelement abgedichtet. Die Einbettung femoralseitig erfolgte wie bisher.

Um eine exakte Positionierung der Präparate am Roboter vornehmen zu können, wurden die Gelenke bei den ersten Messungen über eine hölzerne Verbindung in Extension temporär versteift. Dies war nötig, um weitere Messungen nach Entfernung des Präparates aus dem Versuchsaufbau mit maximaler Reproduzierbarkeit zu ermöglichen. Diese Verbindung wurde später durch Aluminiumstäbe ersetzt (Abbildung 15).



Abbildung 15: Aufbau der Halterung zur Referenzierung und zur exakten Repositionierung (links: ursprüngliche Form mit Holzverbindung, Mitte und rechts: endgültige Halterung aus Aluminium).

Um ein Matching von CT- und Roboterdaten mit der Möglichkeit einer exakten Bestimmung der Kompromissdrehachse für die initialen Messungen durchführen zu können, wurden Referenzierungsmarken an die Verbindung angebracht. Auf die Durchführung der CT – Untersuchungen wird im Kapitel 5.5 genauer eingegangen. Nach der Verwendung der Aluminiumstäbe wurden die Referenzierungsmarken in Form von Senkkopfbohrungen in zwei Ringen im Abstand von 5 cm in die Aluminiumrohre gebohrt. Dabei wurde die Position der Bohrungen so gewählt, daß der

Roboter diese später mit einem speziellen Aufsatz erreichen konnte. Auch diese Arbeiten wurden vom Projektteam durchgeführt.

5.2. Kraftmessung am Kreuzband und Positionierung des tibialen Ansatzes

Das in diesem Kapitel beschriebene Verfahren stellt die Basis für die Verschiebung des tibialen ACL – Ansatzes mit direkter Kraftmessung dar.

5.2.1. Konstruktion der Verbindung des Kraftsensors zum Kreuzband

In speziellen Vorversuchen wurde das Verfahren modifiziert und optimiert. Hierzu wurden drei verschiedene Hohlbohrer aus V2A Stahl mit Außendurchmessern von 22, 25 und 28 mm und einer Wandstärke von 1,5 mm in Eigenarbeit gefertigt. Für jeden Bohrer gab es eine passende Bohrführung, welche zentral eine weitere Führung für einen Kirschnerdraht mit 2 mm Durchmesser hatte (Abbildung 16 links).

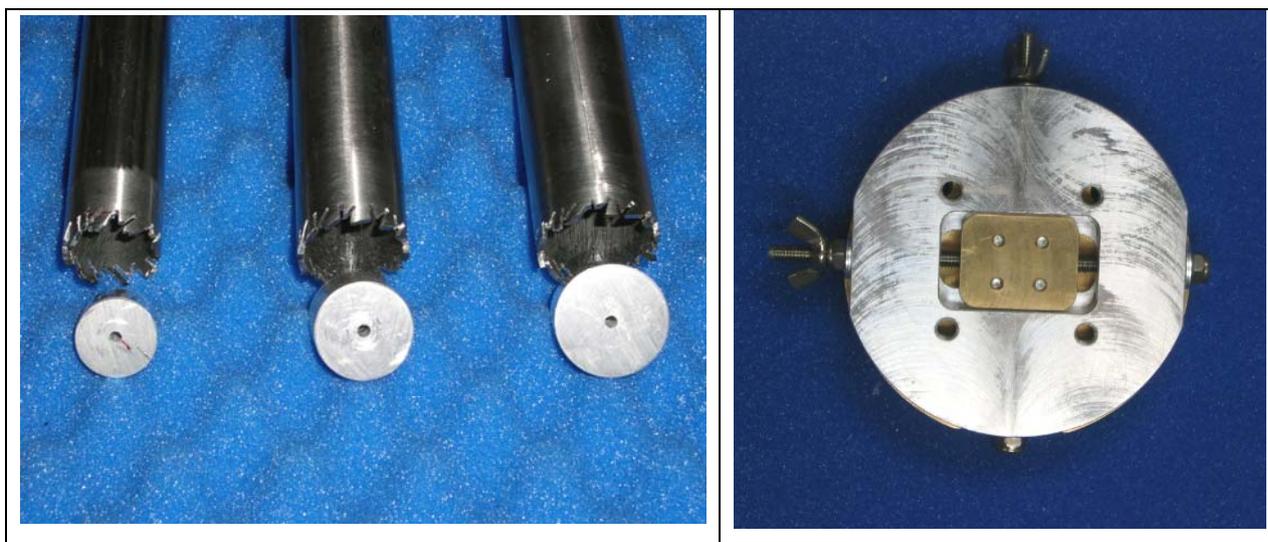


Abbildung 16: Bohrer mit den zunehmenden Durchmessern und den passenden Führungen (links), rechts der XY – Verschiebetisch für die Messungen am Kreuzband.

Die Halterung für den Kraftsensor und den Verschiebetisch bestand aus einem 30 mm Bosch – Aluminiumprofil, an dem senkrecht die Halterung für den Verschiebetisch angebracht war. Der Verschiebetisch wurde mit der Software ProE® (PTC, Needham, MA, USA) konstruiert. Er bestand aus zwei T – förmigen Teilen, welche über vier M3 – Schrauben auf der schmalen Seite miteinander verschraubt wurden. Über diese zwei Stücke konnten zwei Metallscheiben zusammengeklammert werden (Abbildung 16 rechts). In diese Scheiben waren jeweils Lochkreisbohrungen für die Befestigung am

Kraftsensor, bzw. für die Verbindung zur Kreuzbandhalterung gebohrt. Die hierfür verwendeten Gewinde hatten eine Größe M6. Die Scheiben und die T – Stücke waren über eine M5 Gewindestange verbunden. Diese ermöglichte eine stufenlose Verschiebung der Scheiben um maximal 5 mm gegeneinander (Abbildung 17, Abbildung Anhang A2). Durch ein Anziehen der Schrauben der T – Stücke, wurden die beiden Scheiben rutschfest aufeinander gepreßt. Die jeweils gegenüberliegenden Teile waren aus Aluminium und Messing gefertigt, um die Reibung zwischen den Teilen beim Verstellen zu minimieren.

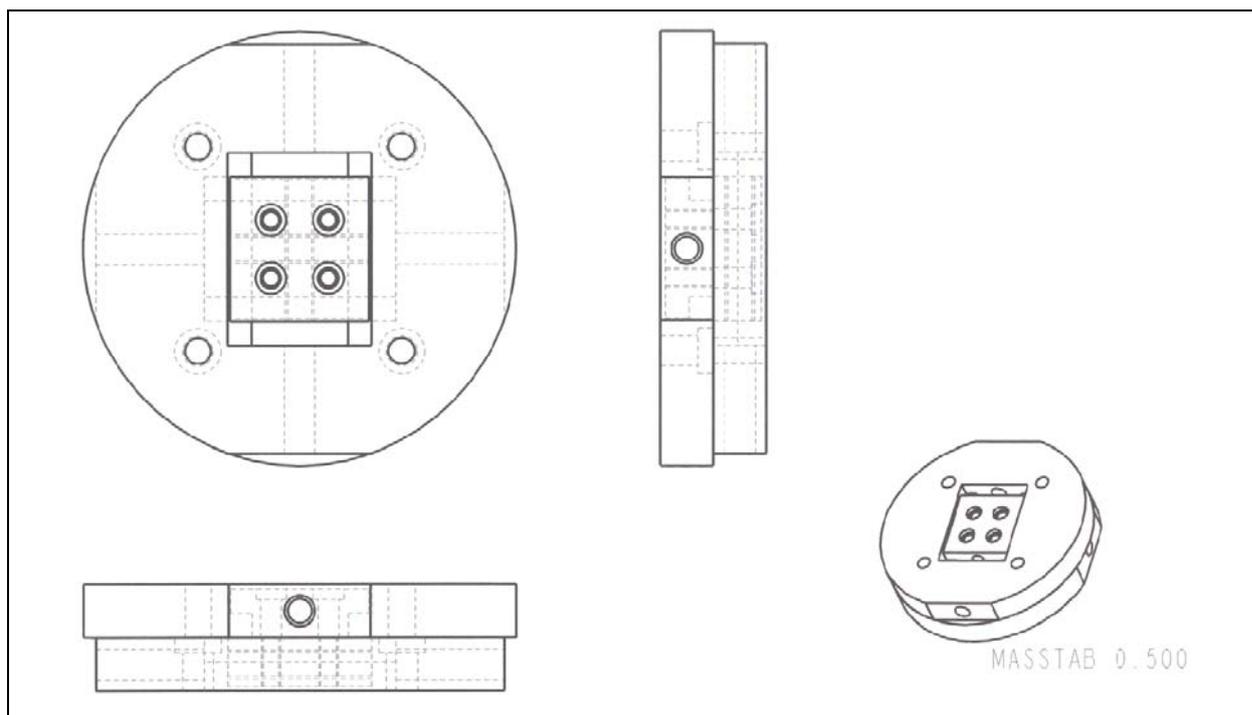


Abbildung 17: Konstruktionszeichnung des gesamten XY – Verschiebetischs (mit freundlicher Genehmigung von Dipl. ing. T. Obst)

An den Verschiebetisch wurde der Kraftsensor (JR3 Inc., Modell 90M31A-150, Woodland, Kalifornien, USA) angebracht. Die Verbindung zum Kreuzband erfolgte über eine custom – made GFK Form, welche aus einem Holzdummy und einem Negativabdruck in Eigenarbeit gefertigt wurde. In diese Form war ein 5 cm langer Stahlzylinder eingegossen. Die Verbindung zum Kreuzband erfolgte über ein Stahlrohr von 10 cm Länge, mit dem Durchmesser des jeweils verwendeten Bohrers (abhängig von der Größe des Kniegelenks). Dieses Rohr war zur GFK – Form hin vierfach geschlitzt und konnte über zwei handelsübliche Schlauchschellen an dem Stahlzylinder fixiert werden (Abbildung 18).

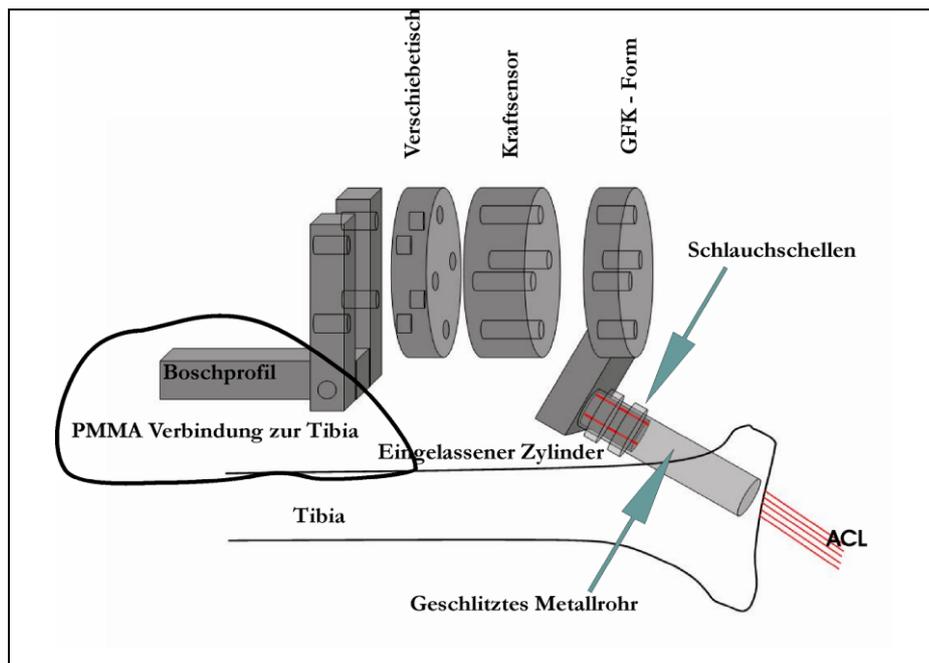


Abbildung 18: Skizze des Versuchsaufbaus für die Messungen am Kreuzband.

5.2.2. Präparation des Kreuzbandansatzes

Ziel der Freipräparation des tibialen Kreuzbandansatzes war eine reproduzierbare Verschiebung um die anatomische Position, ohne Kontakt zum umgebenden Knochen. Hierfür erfolgte zunächst die Resektion des Lig. patellae. Anschließend wurde mit einer oszillierenden Säge die Kortikalis im Bereich der Tuberositas tibiae entfernt. Die weitere Präparation nach dorsal unter das Tibiaplateau bis auf den subchondralen Knochen erfolgte mit einer oszillierenden Säge und einem Meißel, bzw. scharfem Löffel. Unter Sicht wurde dann ein 2 mm K – Draht zentral in den tibialen Kreuzbandansatz gebohrt. Mit Hilfe dieser Bohrführung lag das Kreuzband später zentral im überbohrten Knochenstück. Mit dem jeweiligen Bohrer wurde durch die Neigung des Drahtes zum Tibiaplateau der subchondrale Knochen ventral vollständig durchtrennt. Das ACL befand sich in seiner anatomischen Position. Jetzt wurden im subchondralen Knochen im Bereich unterhalb des Kreuzbandansatzes vier kleine (3 x 20 mm) Holzschrauben von distal eingebracht. In den teilweise vorgebohrten Ring konnte das vierfach geschlitzte Verbindungsrohr gesteckt werden. Um eine feste Verbindung zwischen Rohr und Knochen zu erreichen, wurde das Rohr retrograd mit eingedicktem PMMA auf einer Länge von ca. 3 cm gefüllt. An das Rohr wurde die restliche Halterung mit einem Sensordummy aus Holz angebracht. Hierbei mußte auf die exakten Masse des Sensordummys (identisch zum Kraftsensor) geachtet werden. Die Verbindung zur Tibia, bzw. der tibialen Halterung wurde über hochvisköses Harz hergestellt. Nach Aushärten des Harzes konnte mit einem Meißel und einer Kugelfräse das Kreuzband völlig ausgelöst werden, ohne daß sich seine Position veränderte.

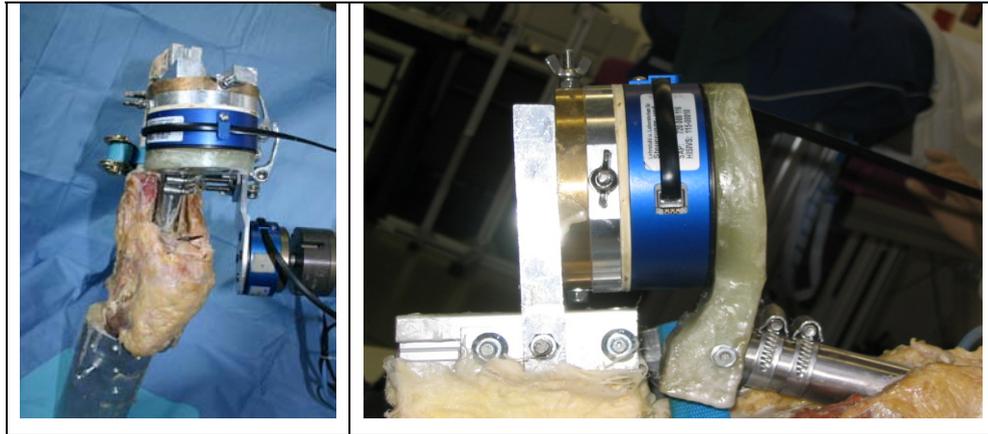


Abbildung 19: Meßaufbau für die Kraftmessungen am Kreuzband. Links Ansicht von oben, rechts von lateral.

Der Abstand des Rohres, bzw. des Kreuzbandansatzes mußte in jede Richtung ca. 5 mm betragen, um eine Verschiebung ohne Kontakt zum umgebenden Knochen des Tibiaplateaus zu ermöglichen.

Eine Transformation der gemessenen Kräfte am Kraftsensor war nicht notwendig, da die Kraftvektoren in den Kreuzbandansatz verschoben werden konnten.

5.3. Testung des Versuchsaufbaus

5.3.1. Genauigkeit des Meßaufbaus

Das Gesamtsystem aus Roboter und Präparathalterung wurde mit Hilfe eines Aluminiumrohres als „steifes Kniegelenk“ getestet, um so den Meßfehler des Versuchsaufbaus bestimmen zu können. Dieses Rohr eignete sich sehr gut als Dummy, da es genau zu den konstruierten Halterungen paßte und eine hohe Steifigkeit besaß. Das Rohr hatte eine Länge von ca. 50 cm und eine Wandstärke von 5 mm. Der Innendurchmesser lag bei 70 mm. Nach Verbindung des Rohres mit dem Roboter, über die oben beschriebene Halterung, erfolgte eine Belastung wie für die Messungen am Kniegelenk mit maximal 100 N für die Translationsrichtungen und bis zu 10 Nm für die Rotationen.

Genauigkeitsprüfung des Robotersystems

Der Meßfehler des Gesamtsystems (Roboter, Halterung, Kraftsensor) im Kartesischen Raum lag unter 0,01 mm [Stäubli 2001]. Die Steifigkeiten lagen zwischen 44 und 188 kN/m in Abhängigkeit von der Stellung der Robotergelenke in der transversalen Auslenkung gemessen. Die großen Unterschiede in der Steifigkeit ergeben sich aus der Länge des gesamten Hebelarms, der durch die Stellung der einzelnen Gelenke variieren kann. Die schwächste Stelle ist hier das letzte Robotergelenk. Die Rotationssteifigkeit lag bei 22 Nm/° [Frey 2004, Frey 2005].

5.3.2. Steifigkeit der Kreuzbandhalterung

Die Halterung für die Kraftmessungen am Kreuzband wurde im Labor für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TU/München überprüft (Technischer Leiter: Dr. E. Steinhauser). Die Steifigkeit wurde mit der Universalprüfmaschine Zwicky 1120 (Firma Zwick, Ulm, Deutschland) gemessen. Als Kraftsensor diente das Modell KAF-Z 2,5 kN der Firma A.S.T. (Dresden). Bei der Testung erfolgte die Krafteinleitung parallel zu den Kraftachsen des Sensors und somit auch parallel zu den anatomischen Achsen im Bereich des Tibiaplateaus, bzw. Kreuzbandansatzes (Abbildung 20).

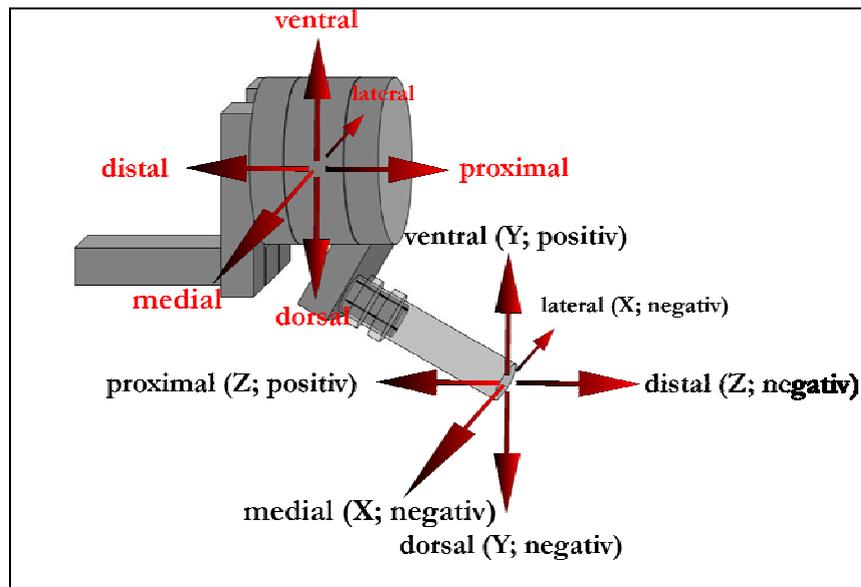


Abbildung 20: Skizze für die Bestimmung der Steifigkeit der Halterung für die Messungen am Kreuzband. Medial und lateral sind seitenabhängig. Dargestellt sind die auf das ACL wirkenden Kräfte und Achsen für ein rechtes Kniegelenk und die im Kraftsensor gemessenen Kräfte. Hier entspricht eine im Kraftsensor nach proximal gerichtete Kraft einer auf das Kreuzband nach distal wirkenden Kraft (Anspannung).

Es wurden jeweils drei Versuchsreihen mit je fünf Versuchen in den drei Kraftrichtungen durchgeführt. Die aufgebrachten Kräfte lagen bei max. (F_{max}) 25 N (Serie 1), 50 N (Serie 2) und 100 N (Serie 3). Aus den gemessenen Werten wurde die Steifigkeit zunächst zwischen 5 und 23 N bestimmt. Im zweiten Meßschritt erfolgte die Bestimmung der Steifigkeit zwischen 10 und 46 N und im dritten Schritt zwischen 20 und 92 N. Die Geschwindigkeit der Bewegung lag bei 5 mm/min.

Die höchste Steifigkeit zeigte sich bei der Testung in proximal – distaler Richtung (Y – Richtung) (Abbildung 20). Hier lag die Steifigkeit zwischen 212,69 und 246,65 N/mm. Die geringste Steifigkeit war bei einer Krafteinleitung in anterior – posteriorer Richtung festzustellen. Die Werte lagen zwischen 106,81 und 113,75 N/mm. Bei den Messungen am Kreuzband betrug der Fehler hiermit maximal 0,5 mm bei einer Belastung der Halterung in anterior – posteriorer Richtung und 50 N im Band. Der geringste Fehler bei einem Zug in proximal – distaler Richtung und einer Spannung von 50 N lag bei 0,2 mm. Die Halterung eignete sich somit für eine Belastung des Gelenks, bei der eine Kraft von unter

100 N im Kreuzband auftrat. Aus diesem Grund wurden für die Messungen am Kreuzband eine maximale Belastung von 50 N für Translationen und 5 Nm für Rotationen gewählt. Somit konnte der Fehler durch eine Verwindung der Kreuzbandhalterung minimiert werden.

Tabelle 4: Ergebnisse der Steifigkeitsprüfung der Kreuzbandhalterung in medial – lateraler Richtung (X – Richtung)

Serie 1 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	26,11	149,31
Standardabweichung	± 0,04	1,92
Serie 2 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	50,36	138,16
Standardabweichung	± 0,12	0,47
Serie 3 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	100,67	130,75
Standardabweichung	± 0,22	1,48

Tabelle 5: Ergebnisse der Steifigkeitsprüfung der Kreuzbandhalterung in anterior – posteriorer Richtung (Y – Richtung)

Serie 1 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	25,33	113,75
Standardabweichung	± 0,15	0,31
Serie 2 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	50,25	106,37
Standardabweichung	± 0,10	0,47
Serie 3 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	100,69	106,81
Standardabweichung	± 0,25	0,90

Tabelle 6: Ergebnisse der Steifigkeitsprüfung der Kreuzbandhalterung in proximal – distaler Richtung (Z – Richtung)

Serie 1 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	26,09	246,65
Standardabweichung	± 0,46	3,42
Serie 2 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	50,67	228,88
Standardabweichung	± 0,22	1,64
Serie 3 n=5	F_{max} in N	Steifigkeit in N/mm
Durchschnittswert	100,67	212,69
Standardabweichung	± 0,18	2,40

5.4. Verwendete Präparate

Für die Vorversuche wurden fünf frisch eingefrorene Rinder- und Schweineknie verwendet. Durch die Ethikkommission der Technischen Universität München wurden die Versuche mit humanen Präparaten genehmigt, unter der Bedingung, daß keine personenbezogenen Daten verwendet werden. Daher werden in dieser Arbeit keine weiteren Angaben zu den verwendeten Präparaten gemacht [Frey 2005]. Für die Messungen wurden insgesamt acht humane Präparate verwendet, davon wurde an dreien das Kreuzband präpariert, wobei das Präparat 6 bei der Präparation zerstört wurde. Im Ergebnisteil wird nur das Präparat 5 exemplarisch verwendet. Die Ergebnisse des Präparats 7 waren vergleichbar.

Tabelle 7: Übersicht über durchgeführte Untersuchungen je Präparat. Für alle Präparate wurde zusätzlich eine Messung bei einer Flexionsbewegung ohne weitere Belastung durchgeführt (Nullkraftregelung).

Präparat	Seite	Durchgeführte Untersuchung
Präparat 0	rechts	IE - Belastung
Präparat 1	rechts	IE-, VV - Belastung
Präparat 2	rechts	AP-, IE-, VV - Belastung
Präparat 3	links	AP-, VV - Belastung
Präparat 4	links	AP-, VV - Belastung
Präparat 5	rechts	Kreuzbandkraft bei Flexion Kreuzbandkraft bei AP-, IE -, VV - Belastung
Präparat 6	rechts	Bei Präparation des Kreuzbands zerstört
Präparat 7	links	Kreuzbandkraft bei Flexion Kreuzbandkraft bei AP-, IE -, VV - Belastung

Die Präparate wurden bei Temperaturen zwischen -26 und -28°C eingefroren. Vor Präparation und Messung wurden die Präparate bei Raumtemperatur über Nacht aufgetaut. Die Präparate hatten eine Gesamtlänge von ca. 40 cm, davon 20 cm femoral und tibial. Von den Präparaten waren Haut und Subcutis bereits entfernt. Bei der weiteren Präparation wurden die Weichteile bis auf 7 cm tibial vom Gelenkspalt und 12 cm femoral vollständig entfernt. Die Kapsel- und Bandstrukturen blieben so unverletzt. Zusätzlich wurde das Periost in diesem Bereich vollständig entfernt und die Knochenoberfläche mit Aceton gereinigt. Hierdurch wurde später eine optimale Bindung des PMMA zum Knochen erreicht. Die Fibula blieb frei stehen, ohne das eine weitere Fixation zur Tibia angebracht wurde. Diese wurde zusammen mit der Tibia später im Aluminiumzylinder eingebettet.

Für die Versuche mit einer Verletzungssimulation wurden jeweils der Ursprung des Innen-, bzw. Außenbands mit einer Knochenschuppe femoralseitig gelöst (Abbildung 21). Diese Knochenschuppe konnte über zwei Vollgewinde – Spongiaschrauben am Femur refixiert werden. Die Bohrkanäle

hierfür wurden vor vollständiger Entfernung der Knochenschuppe plaziert, nachdem die umgebende Kortikalis mit einer oszillierenden Säge durchtrennt wurde. Anschließend wurde das Fragment mit einem schmalen Meißel aus dem Femur angehoben. Hierbei wurde auf eine freie Beweglichkeit der gelösten Bandstrukturen geachtet.



Abbildung 21: Präparation des Innenbandansatzes (links) und Refixierung des Innenbandursprungs mit zwei Spongiosaschrauben (rechts).

5.5. Ablauf der Messungen

Entscheidend für die Messungen war eine möglichst exakte Bestimmung der Kompromissdrehachse über die femorale Epikondylarlinie. Die Lage der Drehachse war wichtig, um den Abstand zwischen Meßpunkt am Kraftsensor und Kraftpunkt im Gelenk, bzw. des Nullpunktes des Grundkoordinatensystems, bestimmen zu können. Dies war besonders wichtig bei der Bestimmung der Bewegungen der Nullkraftmessungen (Kapitel 6.1.1.). Bei einer Belastungssimulation war eine fehlerhafte Bestimmung der Achse nicht gravierend, da hier die Veränderung relativ zur Nullkraftkurve gemessen und keine absoluten Veränderungen bestimmt wurden. Bei einem Teil der Messungen erfolgte die Bestimmung dieser Achse visuell und manuell am Präparat, bei den Präparaten 3 und 4 wurde diese Drehachse exakt über eine 3D – Rekonstruktion eines Dünnschicht – CTs des jeweiligen Präparats durchgeführt (Matrix 512 x 512, Schichtdicke 0,75 mm, 120 kV). Die Aufzeichnung der Daten erfolgte mit einem Multislice – CT (Sensation, Siemens, Erlangen, Deutschland) im Radiologischen Institut des Klinikums Rechts der Isar/TU München. Hierfür wurden die Präparate in der Halterung in extensionsnaher Stellung fixiert. Die Bilddaten wurden mit Hilfe der Software Amira® (Mercury Computer Systems/3D Viz Group, Merignac Cedex, Frankreich) dreidimensional rekonstruiert (Abbildung 22).

Mit Hilfe der an der Halterung angebrachten Referenzierungsmarken ließ sich die Drehachse sehr exakt bestimmen.

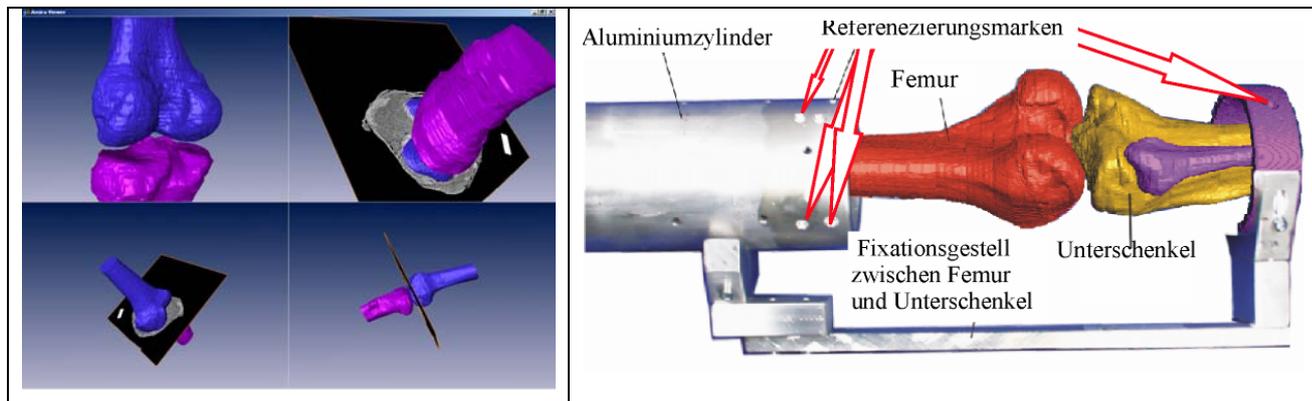


Abbildung 22: Bilder von der 3-D Rekonstruktion der CT – Daten mittels der Software Amira zur exakten Achs- und Positionsbestimmung. In der Rekonstruktion (rechts) sind die Marken, welche vom Roboter angefahren werden können, durch Pfeile markiert.

In den Bilddaten konnte die Kompromissdrehachse durch die femoralen Epikondylen (Transepikondylarlinie) bestimmt werden. Dies geschah über eine Bestimmung der Punkte an der Knochenoberfläche im Raum, durch die die Achse läuft. Zusätzlich wurden die exakten Koordinaten der Markierungen an den Alurohren bestimmt. Diese konnten dem Roboter zur exakten Positionsbestimmung des Kniegelenks im Verhältnis zum Roboter mitgeteilt werden. Dadurch waren eine exakte Bestimmung des Kraftpunktes im Gelenk und eine Bestimmung von Drehachsen möglich. Dieses Verfahren wurde von uns erstmalig angewandt.

Die Präparate wurden zunächst mit dem femoralen Rohr auf der Grundplatte befestigt. Anschließend wurde die optimale räumliche Ausrichtung der Grundplatte gegenüber dem Roboter bestimmt. Dies war notwendig, um bei verschiedenen Meßstellungen später eine völlige Streckstellung der Robotergelenke, eine sog. Singularität, zu verhindern. In diesem Fall hätte der Roboter die Messung abgebrochen. Diese Position lag bei ca. 30 – 40° Drehung der ventralen Seite im Uhrzeigersinn vom Roboter weg. Für die Initialisierungsprozedur blieb das Kniegelenk im Rahmen eingespannt. Am Roboter wurde jetzt ein Referenzierungsdorn am Kraftsensor angebracht, mit dem die Marken an den Rohren unter manueller Steuerung angefahren werden konnten. Damit wurden die CT – Daten und die durch den Roboter gemessenen Positionsdaten zueinander referenziert (Abbildung 23).

Die Koordinatensysteme des Kniegelenks und des Roboters wurden so in Beziehung zueinander gesetzt [Frey 2004, Frey 2005]. Am Kraftsensor wurde der Dornaufsatz gegen die Basisplatte für die tibiale Halterung ausgetauscht.

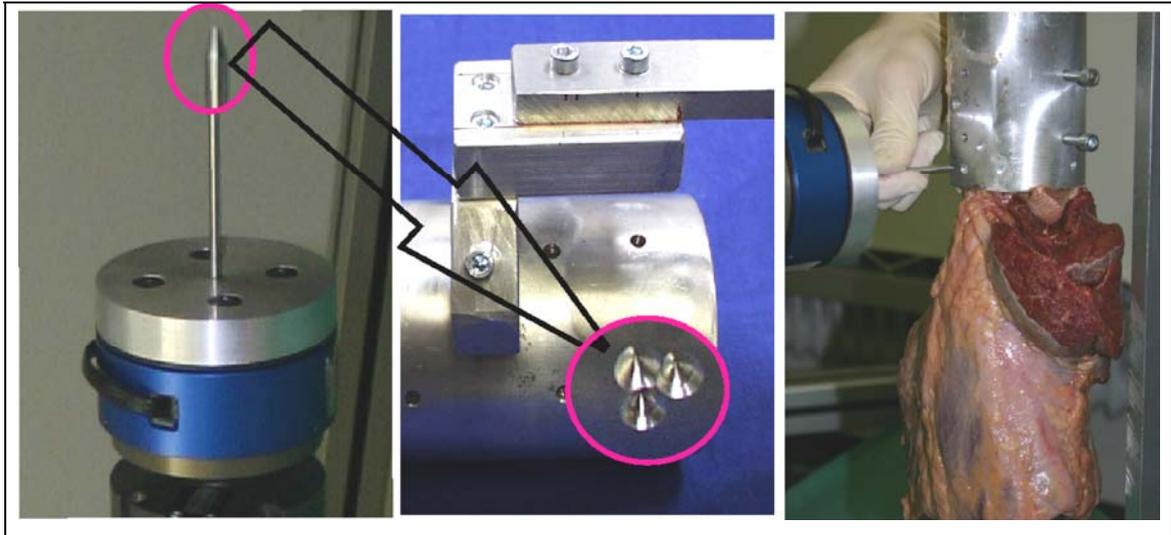


Abbildung 23: Matchen der CT – Daten mit dem Präparat, Links, Vergrößerung: Dornaufsatz am Roboter zum Anfahren der Referenzierungsmarken (Mittleres Bild) Der Pfeil deutet auf eine Referenzierungsmarkensuche (vergrößert) am femoralen Befestigungsrohr, Rechts: manuelles Anfahren der Marken.

Im nächsten Schritt wurde diese Halterung am tibialen Halterungsrohr angebracht und mit dem Spanngurt fixiert. Die Basisplatte am Roboterarm wurde unter manueller Kontrolle an die tibiale Halterung gefahren. Hier war eine eindeutige Positionierung durch die Stiftung möglich. Zuletzt wurde der Verbindungsrahmen am Präparat entfernt. Das Präparat war so in der Nullstellung für die Messungen. Nachdem diese Position in der Robotersteuerung gespeichert war, wurde die Verbindung zwischen Präparat und Roboter nochmals gelöst, damit keinerlei Kräfte auf den Kraftsensor wirkten. Jetzt wurden die Kräfte, welche im Kraftsensor zum Beispiel durch eine Sensordrift bei Erwärmung gemessen wurden, auf Null zurückgesetzt. Hiermit wurde sichergestellt, daß die tatsächlich eingeleiteten oder auftretenden Kräfte bestimmt werden.

Vor Verbindung des Präparates mit dem Roboter wurde eine Plastikhülle über das Präparat gestülpt, um die Dehydratation zu verzögern. Der Kalibrierungsvorgang wurde vor jeder Messung wiederholt.

Vor Beginn der Messungen mit Belastung der Tibia gegenüber dem Femur wurde zunächst eine Nullkraftkurve des Gelenks bestimmt. Hierbei wurden auf das Gelenk maximale Kräfte von 1 N oder Momente von maximal 0,1 Nm eingeleitet. In Flexionsrichtung findet sich der geringste Widerstand. Das Gelenk wird somit bis zu einem vorher definierten Endpunkt flektiert. Bei unseren Messungen lag dieser Wert bei 120°. Alle weiteren Messungen mit Krafteinleitung erfolgten später von dieser Nullkraftkurve aus.

Bei unseren Versuchen wurde eine Belastung in einem Freiheitsgrad durchgeführt und die übrigen Freiheitsgrade bis auf die Flexion gemessen. Die Flexion wurde zwischen der Hyperextension, welche positionskontrolliert bei 5° eingestellt wurde und einer maximalen Flexion von 120° in Inkrementen zwischen 5 und 30° vorgegeben.

Der Roboter konnte hierbei für jeden weiteren Freiheitsgrad in zwei verschiedenen Modi arbeiten. Bei positionskontrollierten Messungen wurde ein Freiheitsgrad in einem definierten Bereich freigegeben. In diesem Bereich konnten sekundäre Bewegungen stattfinden. Bei Überschreiten dieser Grenzen wurde diese Bewegung blockiert, um eine Schädigung des Präparats zu verhindern. Bei kraftkontrollierten Messungen konnten sekundäre Bewegungen bis zu einem vorher definierten Kraftwert oder einem Moment erfolgen. Darüber würde der Freiheitsgrad wieder blockiert. Bei den in dieser Arbeit durchgeführten Versuchen kam es nicht zu einer Limitierung der Bewegung, da die Kraftgrenze nicht überschritten wurde. Der primäre Freiheitsgrad kann ebenfalls mit beiden Verfahren untersucht werden. Unsere Messungen wurden für alle Freiheitsgrade kraftkontrolliert durchgeführt. Die Flexion mußte immer positionskontrolliert eingestellt werden.

Für jede Messung erfolgten zwei Einfahrvorgänge, ehe die eigentliche Messung durchgeführt wurde. Dies ist notwendig, um die viskoelastischen Eigenschaften der Kapsel – Bandstrukturen reproduzierbar zu minimieren. In Vorversuchen, konnten wir zeigen, daß zwei Einfahrvorgänge ausreichend sind, um Veränderungen zwischen den Messungen durch viskoelastische Effekte praktisch auszuschließen. Hierbei wurden nur die maximal eingestellten Kraftwerte angefahren, ohne Aufzeichnung von Zwischenwerten. Anschließend erfolgte die Messung.

Tabelle 8: Übersicht über die möglichen maximalen Belastungen mit dem Versuchsaufbau. Kursiv dargestellt sind die Freiheitsgrade, die in dieser Arbeit untersucht wurden. Eine Krafteinleitung für die Extension – Flexion ist nicht möglich, da dieser Freiheitsgrad positionskontrolliert wird.

Freiheitsgrad	Max. Kraft/Moment
<i>Anterior – Posterior</i>	<i>100N</i>
Medial – Lateral	100N
Proximal – Distal	100N
Extension – Flexion	Entfällt
<i>Innenrotation – Außenrotation</i>	<i>10Nm</i>
<i>Varus – Valgus</i>	<i>10Nm</i>

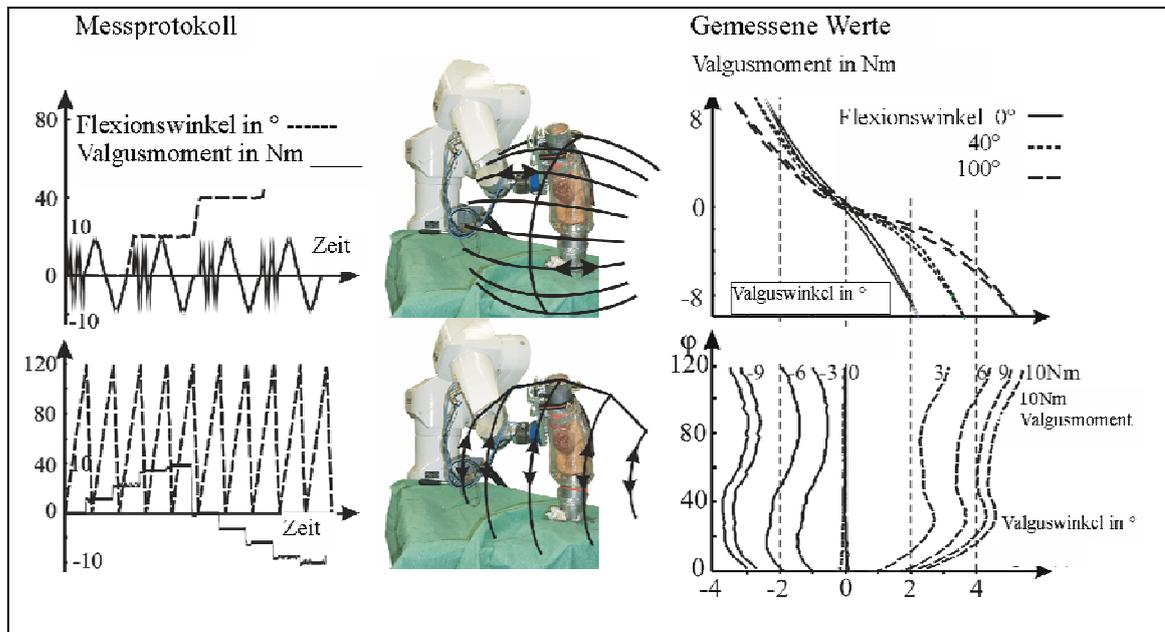


Abbildung 24: Meßprotokolle der eingeleiteten Bewegungen (links), Graphische Darstellung der Bewegungen im Roboter (Mitte). Obere Bildreihe: Belastung des Gelenks von einem vorgegebenen Flexionswinkel in Varus – Valgus – Richtung, Untere Bildreihe: definierte Varus – Valgus – Belastung mit Flexion – Extensionsbewegung.

5.6. Direkte Kraftmessung am Vorderen Kreuzband

Zunächst erfolgte eine Messung ohne Lösung des Kreuzbandansatzes wie oben beschrieben. Danach wurde das Präparat aus der Halterung entnommen und das Kreuzband wie im Kapitel 5.2.2. beschrieben präpariert. In jeder Kreuzbandposition wurde zunächst eine Krafteinleitung mit maximal 50 N in anterior – posteriorer Richtung durchgeführt. Im zweiten und dritten Test erfolgte eine Belastung in Varus – Valgus und Innenrotation – Außenrotation. Die Momente lagen bei maximal 5 Nm. Nach diesen drei Messungen wurde der Ansatz des Kreuzbands verschoben. Die gewählten Positionen und die Reihenfolge der Messungen sind in Abbildung 25 dargestellt. Die Messung in Position 0 entsprach der anatomischen Position des ACL – Ansatzes. Die Messung 9 war eine Kontrolluntersuchung in anatomischer Position zum Abschluß der Messungen.

Bedingt durch die zweidimensionale Verschiebung des ACL – Ansatzes parallel zum Tibiaplateau ergibt sich für bestimmte Positionen eine Annäherung, bzw. Entfernung der Ursprungs- und Ansatzfläche. Dies führt zu einer Entspannung, bzw. Anspannung des Kreuzbands. Als entspannende Positionen zählen dorsal, dorsolateral und lateral, während es bei einer Verschiebung des tibialen ACL - Ansatzes nach ventral, ventromedial und medial zu einer Anspannung kommt. Die Verschiebung nach dorsomedial und ventrolateral kann als indifferent bezeichnet werden, da sich die Wirkung der zwei Verschieberichtungen aufhebt.

Im Ergebnisteil zu den Kreuzbandmessungen werden die auf das Kreuzband wirkenden Kräfte dargestellt.

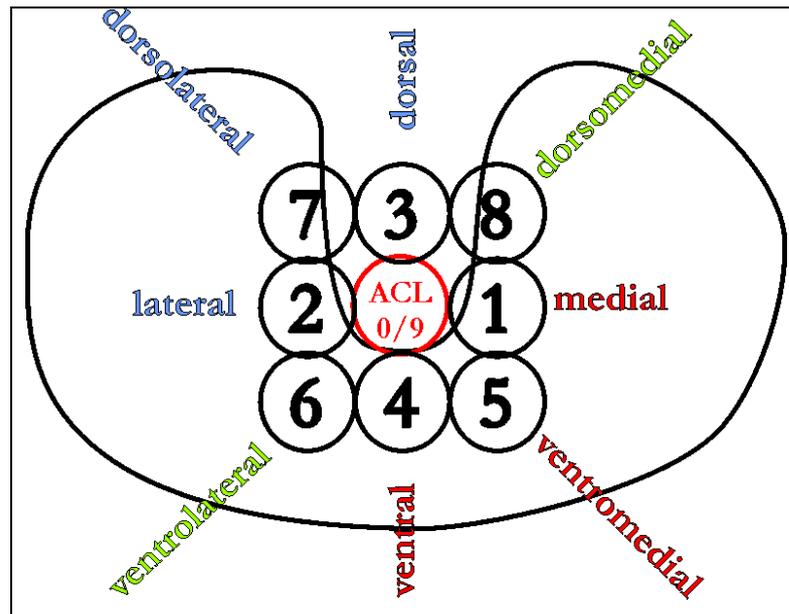


Abbildung 25: Durchgeführte Verschiebungen des tibialen Kreuzbandansatzes bei Blick auf ein rechtes Tibiaplateau von proximal. Die Verschiebung lag bei den Versuchen jeweils bei 4 mm. Die Nummerierung gibt die Reihenfolge der Messungen an.

5.7. Korrektur der Präparatveränderungen

Bei der Auswertung fielen eine Veränderung der Kräfte im ACL und eine vermehrte Beweglichkeit im Kniegelenk zwischen der Messung in neutraler Position (Messung 0) und der Kontrolle in neutraler Position (neutral Validierung, Messung 9) auf. Diese Veränderungen wurden in Abhängigkeit von der Zeit (Reihenfolge der Messung) korrigiert. Hierzu wurde für jeden Meßpunkt die zeitliche Differenz zwischen den Messungen „neutrale Position“ und „neutral Validierung“ berechnet und je nach Position (Abbildung 26) vom tatsächlichen Wert subtrahiert. Z.B. wurde für die Messungen mit einer anterioren Verschiebung (Messung 4) des ACL die Differenz zwischen den Messungen neutral Validierung und neutral mit 4/9 multipliziert und von den tatsächlich bestimmten Werten abgezogen. Es wurde eine lineare Korrektur verwendet, da nur zu Beginn und am Ende der Messungen eine Kontrolle in neutraler Kreuzbandposition durchgeführt wurde und eine lineare Veränderung der Präparateigenschaften angenommen wurde.

Formel zur Korrektur der Präparatveränderungen während der Messungen:

$$\text{Kraftwert} = \text{gemessener Wert} - \frac{\text{Zeitpunkt}}{9} * (\text{Wert neutral Validierung} - \text{Wert neutral})$$

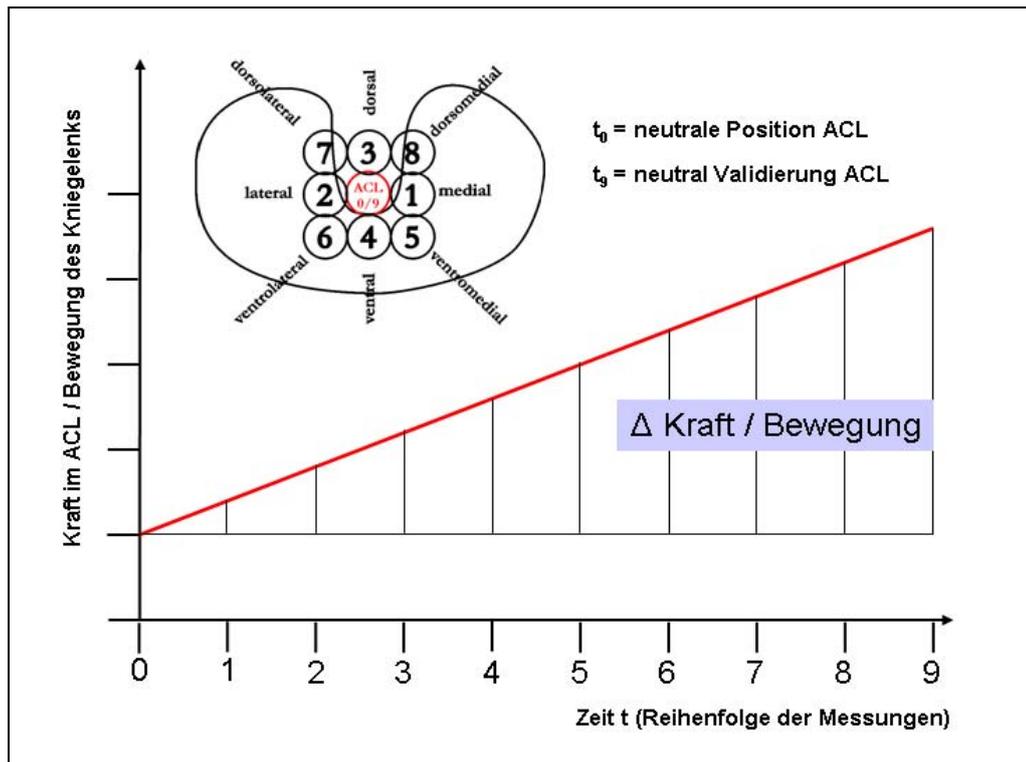


Abbildung 26: Zeitliche Veränderung der Präparateigenschaften in Abhängigkeit von der Zeit. Das Piktogramm zeigt die Reihenfolge der Positionierungen des ACL beim Blick von proximal auf das Tibiaplateau an.

5.8. Auswertung / Darstellung der Ergebnisse

Die Tabellen und die Grafiken des Literaturreviews, sowie die Ergebnisse der Kreuzbandmessungen wurden mit Excel 2003® (Microsoft Inc.) erstellt.

Die Auswertung der allgemeinen Messungen und graphische Aufbereitung der Daten erfolgte mit der Software Matlab 6 (The MathWorks, Natick, MA, USA), Axum 7 (Lucent Technologies Inc., USA) und CorelDraw 10 (Corel Inc., Ottawa, Ontario, Kanada).

Die Programme für die Auswertung der Daten in Matlab 6 sind im Anhang enthalten.

Auf Grund der geringen Fallzahl ist eine statistische Auswertung nicht sinnvoll. Im Text werden für die globalen Messungen die Ergebnisse aller Messungen dargestellt. Für die Kreuzbandmessung werden die Ergebnisse exemplarisch für das Präparat 5 demonstriert. Die Ergebnisse des Präparats 7 waren vergleichbar dem Präparat 5.

6. Ergebnisse

Der Ergebnisteil ist in drei Teile gegliedert. Zuerst werden die Daten für die Testung einer Flexionsbewegung ohne weitere Belastungen dargestellt. Im zweiten Teil werden die Ergebnisse der Messungen mit einer Gelenkbelastung demonstriert und im dritten Teil die Auswirkung verschiedener transversaler Positionierungen des tibialen ACL – Ansatzes auf die Bewegungen im Gelenk und deren Einfluß auf die Kräfte im Vorderen Kreuzband (Tabelle 9). In allen Diagrammen ist ein Piktogramm eingefügt, daß die Belastungsrichtung und Bewegung der Tibia gegenüber dem Femur darstellt.

Tabelle 9: Gliederung des Ergebnisteils

Ergebnisteil	Untersuchte Bewegung / Belastung	Dargestellte Daten
1	Flexion der Tibia gegenüber dem Femur ohne weitere Gelenkbelastung	1. sekundäre Bewegungen (n=8)
		2. Kräfte im ACL (n=2)
2	Belastung der Tibia gegenüber dem Femur in verschiedenen Flexionsstellungen	1. AP – Belastung (Gesamtdaten eines Präparats, Vergleich von n=8, bzw. 9 Messungen, 3 Präparate)
		2. IE – Belastung (Gesamtdaten eines Präparats, Vergleich von n=3 Messungen, 3 Präparate)
		3. VV – Belastung (Gesamtdaten eines Präparats, Vergleich von n=9 Messungen, 4 Präparate)
3	Belastung der Tibia gegenüber dem Femur in verschiedenen Flexionsstellungen mit unterschiedlichen Positionen des vorderen Kreuzbands	1. primäre Bewegungen (n=1)
		2. Sekundäre Bewegungen (n=1)
		3. Kräfte im ACL (n=1)

Im zweiten Teil sind zunächst von einem Präparat die gesamten Meßergebnisse abgebildet. Anschließend werden mehrere Messungen an verschiedenen Präparaten in den Flexionsstellungen 0, 30, 60 und 90° verglichen.

Die Ergebnisse der Versuche mit verschiedenen transversalen Positionen des Kreuzbandansatzes werden nach dem Schema in Abbildung 27 dargestellt. Um das Piktogramm mit den verschiedenen Kreuzbandpositionen sind die Verschiebungen um den anatomischen Ansatz abgebildet. In der linken unteren Abbildung findet sich die Messung in neutraler Position und daneben die Kontrollmessung am Ende der Meßserie 0 – 8. Rechts unten ist die Legende für alle dargestellten Diagramme dieses Ergebnisteils und eine Piktogramm, daß die eingeleitete Kraft, bzw. das Moment darstellt.

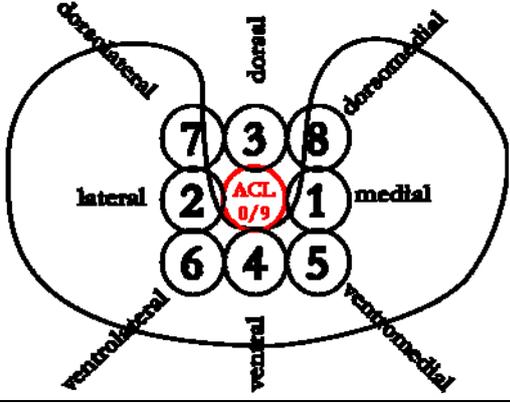
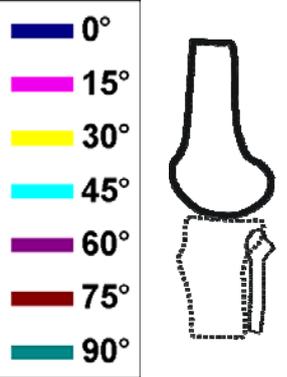
Dorsolateral 7	Dorsal 3	Dorsomedial 8
Lateral 2		Medial 1
Ventrolateral 6	Ventral 4	Ventromedial 5
Neutrale Kreuzbandposition 0	Validierung der neutralen Kreuzbandposition 9	

Abbildung 27: Schema der grafischen Darstellung der Ergebnisse der Messungen am Vorderen Kreuzband.

Die verwendeten Präparate sind von 0 bis 7 nummeriert. Bei den Präparaten 0 bis 4 wurden Messungen ohne Veränderung des Kreuzbandansatzes durchgeführt. Bei den Präparaten 5 und 7 wurden nach einer Messung ohne Präparation des tibialen ACL – Ansatzes die Messungen in Kombination mit der Verschiebung und Kraftmessung am ACL durchgeführt. Das Präparat 6 wurde bei der Präparation zerstört und konnte für weitere Messungen nicht mehr verwendet werden. Im Ergebnisteil sind nur die Daten der Messungen von Präparat 5 dargestellt, da ein Vergleich zwischen den Ergebnissen der Präparate 5 und 7 gleiche Tendenzen zeigte und eine statistische Auswertung auf Grund der geringen Fallzahl nicht sinnvoll war.

6.1. Messungen ohne Gelenkbelastung

6.1.1. Sekundäre Bewegungen bei Flexion

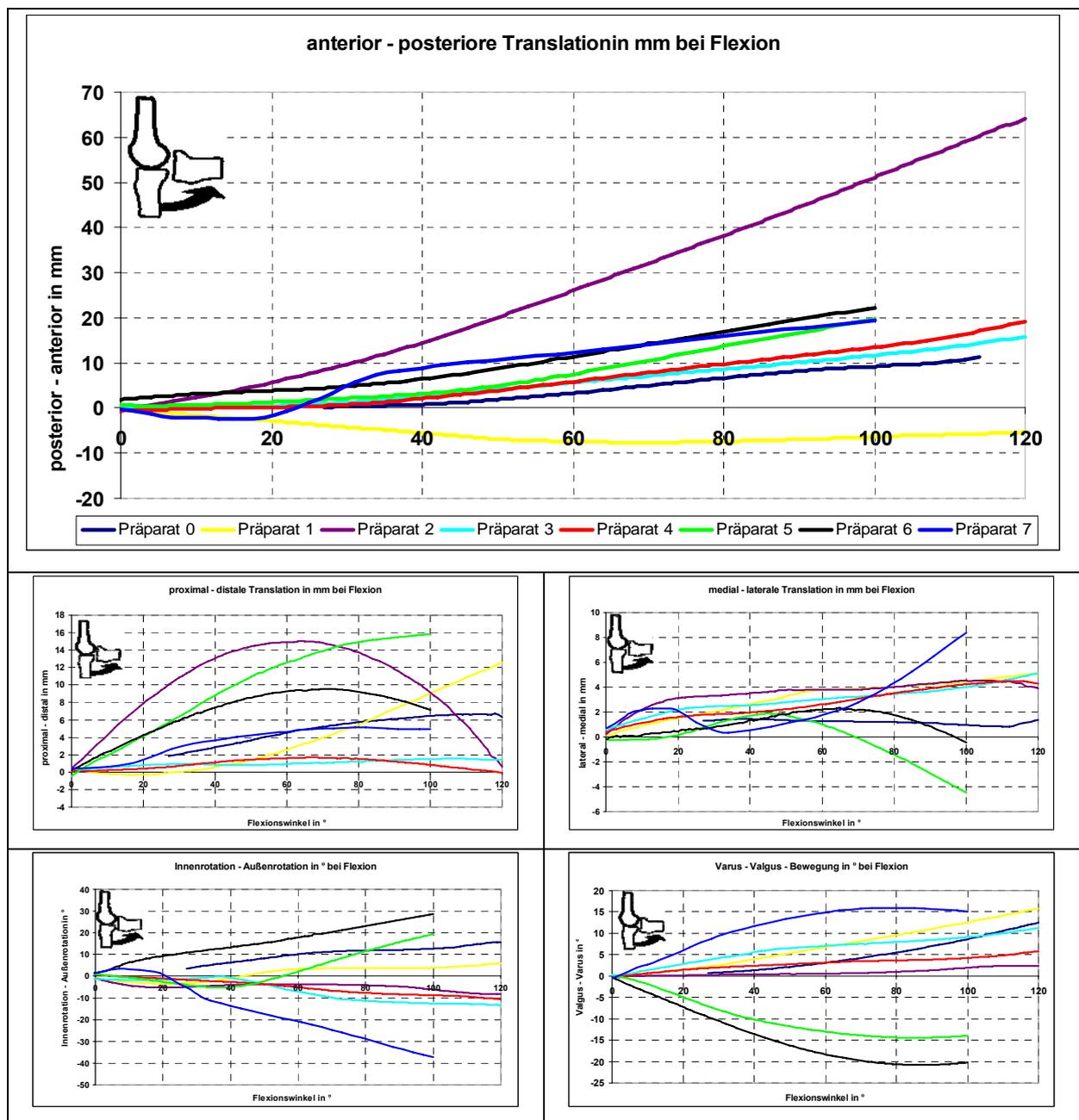


Abbildung 28: Darstellung der sekundären Bewegungen bei passiver Flexion - Extension. Die Legende für die anterior – posteriore Translation gilt auch für die anderen Diagramme.

Bei den Präparaten 5 bis 7, an denen eine Messung mit Verschiebung des Kreuzbands durchgeführt wurde, war nur eine Messung bis 100° Flexion geplant. Bei den übrigen Präparaten sollte eine Messung bis 120° erfolgen. Dies wurde bis auf das Präparat 0 erreicht. Hier kam es zu einem Kontakt zwischen tibialen und femoralem Befestigungszylinder und die Messung wurde bei 110° abgebrochen.

Die unterschiedlichen Ergebnisse innerhalb eines Freiheitsgrads waren auf eine ungenaue Bestimmung der Kompromissdrehachse zu Beginn der Messungen zurückzuführen. Bei den Präparaten 3 und 4, bei

denen eine Bestimmung der Achse mittels CT durchgeführt wurde, war für alle Freiheitsgrade eine ähnlicher Verlauf zu finden. In diesem Fall konnte von einer exakten Bestimmung der Achse ausgegangen werden. Für zukünftige Messungen sollte eine Bestimmung der Achse über ein CT erfolgen.

Anterior – posterior

Die sekundäre Bewegung in anterior – posteriorer Richtung war für die Präparate 0, sowie 3 bis 7 ähnlich. Es kam zu einer anterioren Translation der Tibia gegenüber dem Femur, die bei 100° zwischen 10 und 20 mm lag. Bei den Präparaten 0 (bis 110°), 3 und 4 (bis 120°) kam es zu keiner wesentlichen Zunahme der anterioren Translation mehr. Das Präparat 1 (gelb) zeigte kaum eine Veränderung der AP – Translation. Bereits zu Beginn der Bewegung stellte sich eine geringe posteriore Translation ein, die bis 120° zwischen 0 und 8 mm lag. Das Präparat 2 (violett) zeigte eine deutliche Zunahme der anterioren Translation. Zwar wurde bis 20° eine geringe Translation nach anterior von 5 mm gemessen, aber bei der weiteren Flexion nahm die anteriore Translation annähernd linear bis auf 64 mm zu.

Proximal – distal

Alle Präparate zeigten bei einer Flexion eine relative Distalisierung der Tibia gegenüber dem Femur. Bei den Präparaten 3 und 4 war diese sehr gering und lag über den gesamten Bewegungsbereich zwischen 0 und 2 mm. Bei den übrigen Präparaten fand sich ein sehr inhomogenes Bild. Bei Präparat 2 wurde in 60° Flexion die maximale Distalisierung mit 15 mm gemessen. Bis 120° Flexion nahm diese bis auf 1 mm wieder ab. Die größte Verschiebung wurde bei Präparat 5 in 100° Flexion mit 16 mm gemessen.

Medial – lateral

Bis 60° zeigten alle Präparate eine Medialisierung der Tibia gegenüber dem Femur zwischen 0 und 4 mm. Bei dem Präparat 0 wurden diese Werte über den gesamten Flexionsbereich gemessen. Eine Besonderheit fand sich bei Präparat 7. Hier kam es bis 20° Flexion zu einer Zunahme und zwischen 20° und 30° zu einer Abnahme bis nahe dem Ausgangswert. Darüber nahm die mediale Verschiebung zu bis auf 8,2 mm in 100°. Dies war auch der größte gemessene Wert. Bei den Präparaten 1 bis 4 war die mediale Translation über 60° ca. 4 mm. Bei Präparaten 6 kam es zu einer Verminderung der Translation bis auf den Ausgangswert. Bei Präparat 5 wurde über 70° Flexion eine laterale Verschiebung der Tibia gemessen.

Innenrotation – Außenrotation

Die Bestimmung der sekundären Innenrotation – Außenrotation brachte keine einheitliche Tendenz. Für die Präparate 2 bis 4 und 7 wurde eine Innenrotation gemessen, welche bei den Präparaten 2 bis 4 gering auf ca. 10° in 120° Flexion zunahm. Bei Präparat 7, welches bis 100° untersucht wurde, kam es

zu einer Innenrotation von 38°. Die übrigen Präparate zeigten eine Außenrotation zwischen 4 und 30° in 100° Flexion. Die Außenrotation bei den Präparaten 0 und 1 lag im endgradigen Flexionsbereich bei 16°, bzw. 6°.

Varus – Valgus

Bei den Präparaten 5 und 6 wurde eine Valgusbewegung gemessen. Diese nahm bis 80° auf 15°, bzw. 20° zu. Bis 100° Flexion kam es zu keiner Änderung mehr. Bei den Präparaten 0 bis 4 und 7 wurde eine Varusangulation bestimmt. Die Präparate 0 bis 4 zeigten eine konstante Zunahme bis 120° Flexion. Die maximalen Werte lagen zwischen 2 und 15°. Bei Präparat 7 wurden die maximalen Werte mit 16° in 80° Flexion erreicht. Darüber kam es zu einer minimalen Abnahme bis 100° Flexion.

6.1.2. Kräfte im ACL bei Flexion

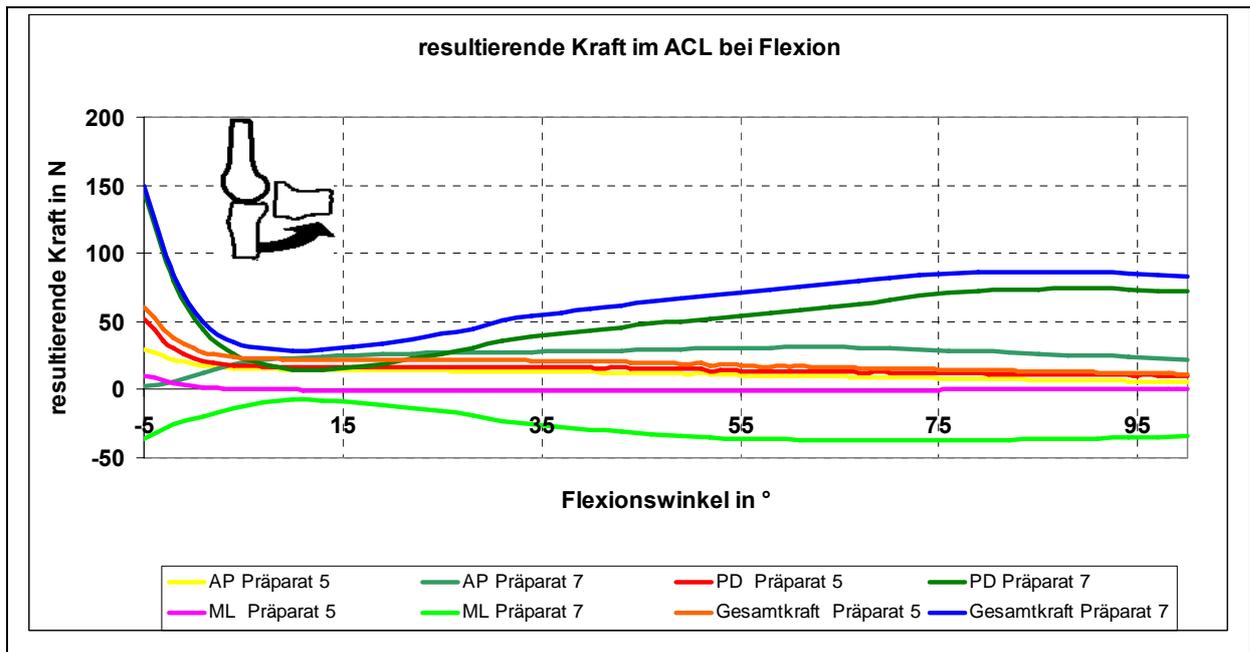


Abbildung 29: Resultierende Kräfte im ACL bei Flexion. Die Extension von -5° entspricht einer tatsächlichen Überstreckung des Gelenks von 5° .

Die Bestimmung der Kräfte im ACL konnte nur bei den Präparaten 5 und 7 durchgeführt werden. Das Präparat 6 wurde bei der Präparation des ACL – Ansatzes zerstört. Dadurch waren keine Kraftmessungen an diesem Präparat möglich. Der im Diagramm und im Text angegebene Wert von -5° Extension entspricht einer tatsächlichen Extension von 5° nach der Neutral – Null – Methode. Bei der Flexion – Extensionsbewegung der Präparate 5 und 7 war in maximaler Extension von -5° die größte Gesamtkraft im ACL zu messen (Abbildung 29). Diese lag bei Präparat 5 um 60 N (orange Linie). Die Gesamtkraft im Präparat 7 war wesentlich höher mit 150 N. Die einzelnen Kraftkomponenten zeigten einen deutlichen Unterschied zwischen den Präparaten. Die Gesamtkraft im Präparat 7 wurde im Wesentlichen durch die Kraft in posteriorer Richtung bestimmt, während diese Kraft im Präparat 5 mit 30 N in Extension (-5°) gering war. Im Präparat 5 war die größte Kraftkomponente in proximaler Richtung mit 50 N in Extension (-5°). Die geringsten Kräfte traten für alle Kraftrichtungen bei ca. 15° Flexion auf. Die Werte lagen in beiden Fällen bei 25 bis 30 N. Mit zunehmender Flexion kam es im Präparat 7 wieder zu einem Anstieg der Gesamtkraft bis auf 86 N. Bei Präparat 5 nahm die Kraft bis auf 10 N in 100° Flexion ab.

6.2. Messungen mit Gelenkbelastung

6.2.1. Anterior – posteriore Belastung

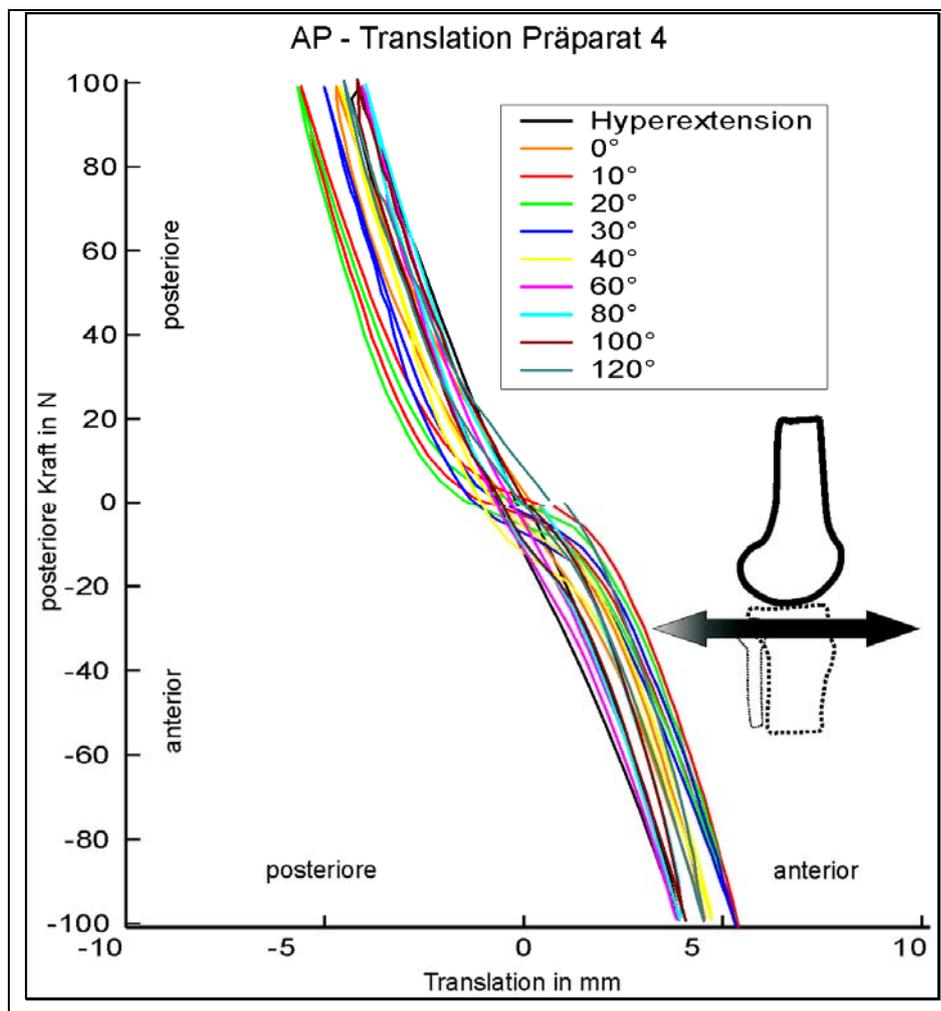


Abbildung 30: Resultierende Translation in anterior – posteriorer Richtung bei einer AP – Belastung mit maximal 100 N.

Bei den Messungen für eine anterior – posteriore Lasteinleitung fiel die große Beweglichkeit (Laxität) im Bereich zwischen 10 und 40° Flexion und einer geringen Belastung unter 10 N in anterior – posteriorer Richtung auf (Abbildung 30). Bei einer Belastung über 10 N oder einer Gelenkstellung von 60 – 120° war die Steifigkeit linear. Sowohl die anteriore, wie auch die posteriore Translation lag zwischen 4 und 5,5 mm.

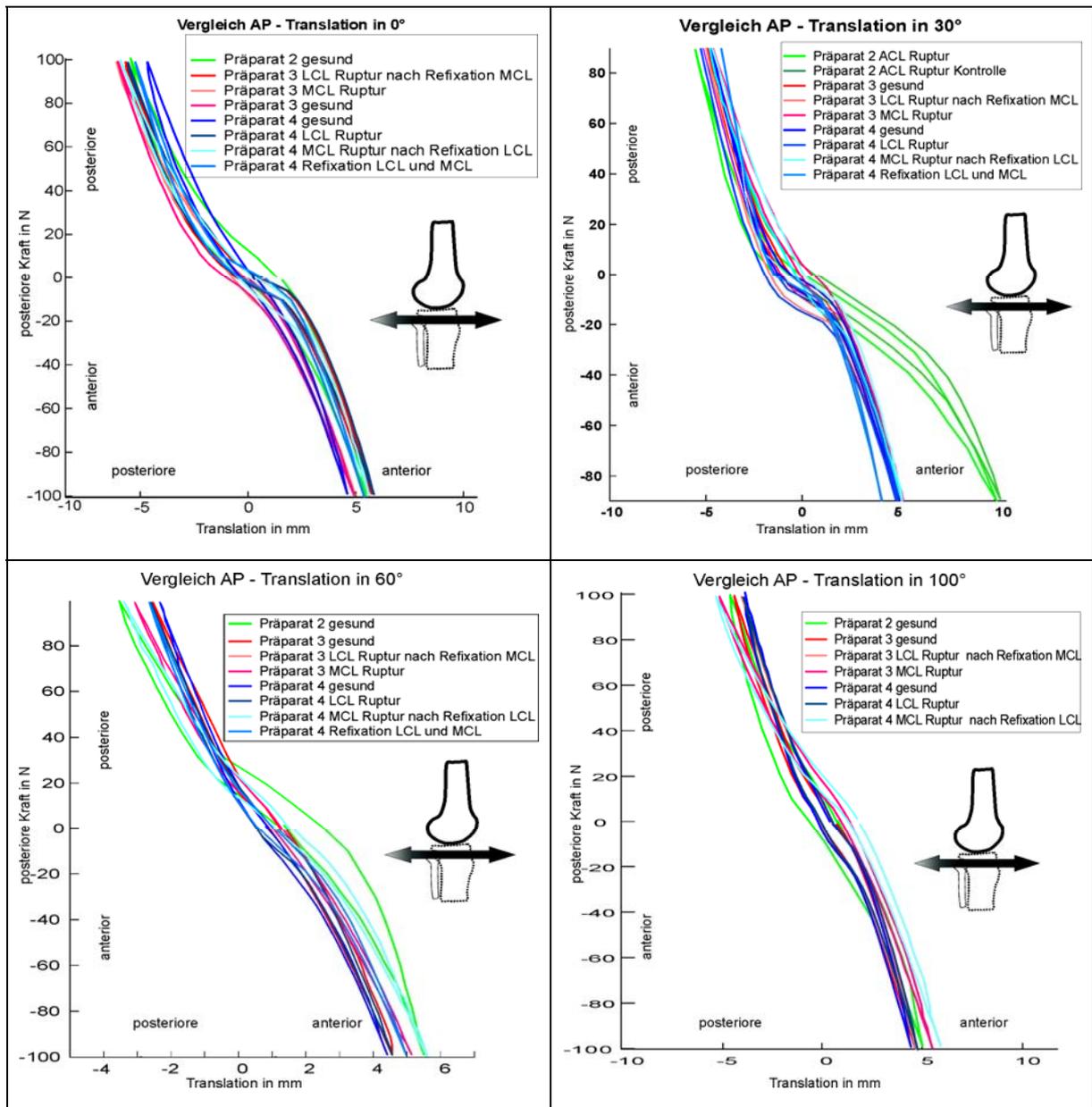


Abbildung 31: Vergleich der Ergebnisse bei einer Stellung von 0° (links oben), 30° (rechts oben), 60° (links unten) und 100° (rechts unten) und einer AP – Kraft von maximal 100 N.

In diesem Teil werden die Ergebnisse von drei unveränderten Präparaten (Präparate 2, 3, 4) und fünf Messungen nach Lösung, bzw. Refixierung der Seitenbandursprünge dargestellt (Präparat 3 mit medialer Seitenbandruptur, Präparat 3 nach Refixierung MCL und Lösung des lateralen Seitbands, Präparat 4 nach Lösung des LCL, Präparat 4 nach Refixierung des LCL und Lösung des MCL und Präparat 4 nach Refixierung beider Seitenbänder). Zusätzlich wurde am Ende der Messungen das Präparat 2 in 30° Flexion nach Durchtrennung des ACL untersucht. Diese Messung wurde zweimal durchgeführt.

Beim Vergleich der Messungen fand sich kein nennenswerter Unterschied zwischen den einzelnen Präparaten ohne eine Verletzungssimulation. In 0° Gelenkstellung wurde sowohl nach anterior, wie auch nach posterior eine Translation um 5 mm gemessen (Abbildung 31 links oben). Der Einfluß einer

Seitenbandruptur ist im Vergleich zum gesunden Präparat nicht zu erkennen. In 30° Flexion (Abbildung 31 rechts oben) zeigte sich im niedrigen Belastungsbereich zwischen ± 10 N eine deutlich erhöhte Laxität, was durch den flachen Verlauf der Kurve deutlich wird. Bei höheren Belastungen kommt es zu einer raschen Zunahme der Steifigkeit (steiler Kurvenverlauf). Die Translation lag sowohl nach anterior, wie auch nach posterior um 5 mm. Nach Durchtrennung des ACL nimmt die anteriore Translation bei Präparat 2 auf 10 mm zu. Auch die Wiederholung der Messung zeigte die gleiche maximale Translation bei 100 N Belastung nach anterior.

In 60° Flexion ähnelte der Kurvenverlauf dem bei 0°. Die anteriore Translation war geringfügig auf bis zu 5,5 mm (Präparat 2, Präparat 4 mit MCL Ruptur nach Refixation LCL) erhöht, während die posteriore Translation mit 3,8 mm etwas vermindert war. Die Steifigkeit der Präparate war über den gesamten Belastungsbereich weitgehend linear.

Beim Vergleich der Messungen in 100° Flexion war eine konstante Steifigkeit (gleichmäßige Steigung der Kurven) zu finden. Die anteriore und die posteriore Translation lag um 5 mm. Ein Einfluß einer Seitenbandverletzung konnte nicht gefunden werden.

6.2.2. Innenrotation – Außenrotationsbelastung

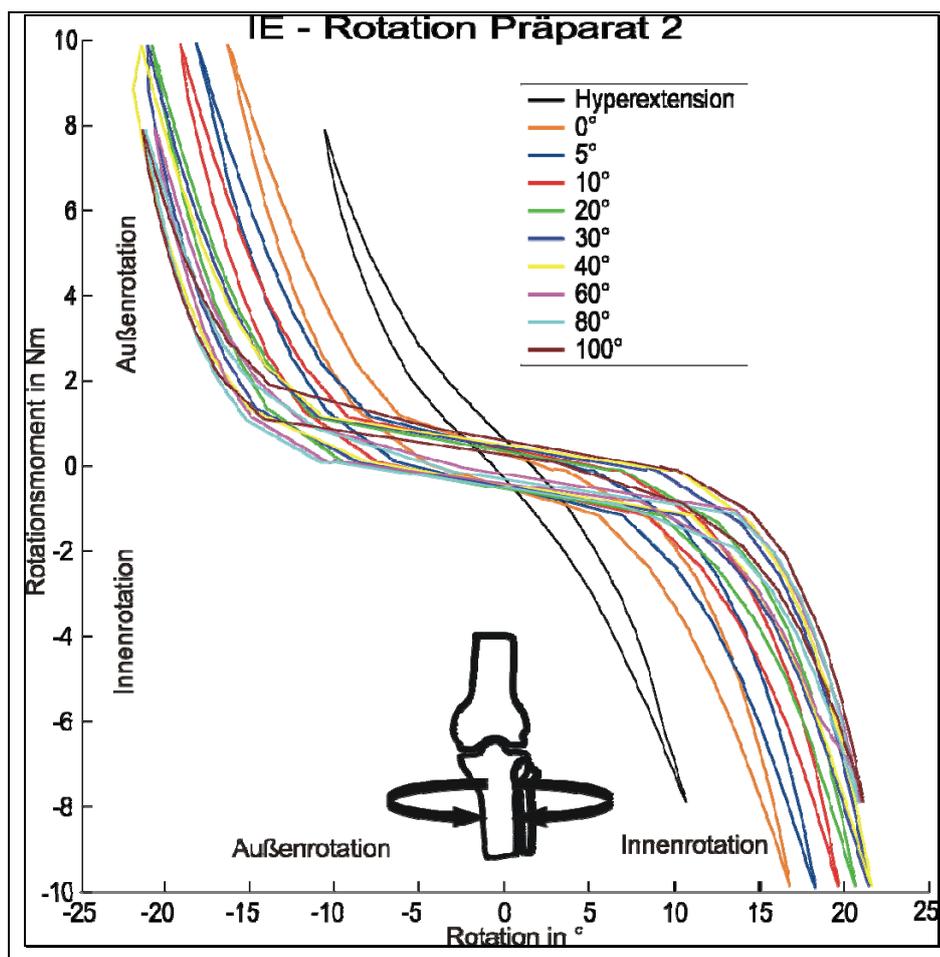


Abbildung 32: Gesamtdaten des Präparats 2 zwischen Hyperextension und 100° Flexion bei einer Belastung mit maximal 10 Nm für Innenrotation - Außenrotation.

Wie zu Beginn des Ergebnisteils erwähnt, wird zunächst exemplarisch ein Präparat mit allen Ergebnissen dargestellt. Anschließend werden die Ergebnisse mehrerer verschiedener Präparate in vier unterschiedlichen Gelenkstellungen verglichen.

Bei den Messungen mit einer Innenrotation – Außenrotationsbelastung konnten die Messungen nur bis 8 Nm in den Gelenkstellungen Hyperextension, 80° und 100° durchgeführt werden (Abbildung 32). Hier wurde das pneumatische Sicherheitssystem ausgelöst und die Messung abgebrochen, bevor es zu einer Schädigung des Präparats kam. Der Grund hierfür lag in Schwankungen in der Druckluftleitung, auf die wir keinen Einfluß hatten.

In allen Flexionsstellungen bis auf die Hyperextension zeigte sich eine große Beweglichkeit bei einer Belastung von unter ± 2 Nm. Bei einer höheren Belastung ist der Kurvenverlauf parallel, was einer vergleichbaren Steifigkeit entsprach. In Hyperextension war die Steifigkeit über den gesamten Lastbereich weitgehend linear. Die Innenrotation nahm maximal von 12° In Hyperextension bei einer

Belastung von 8 Nm auf 22° in 80 und 100° zu. Diese Werte wurden auch bei einer Belastung von 10 Nm in 40° und 60° erreicht. Die Außenrotation verhielt sich nahezu symmetrisch zur Innenrotation.

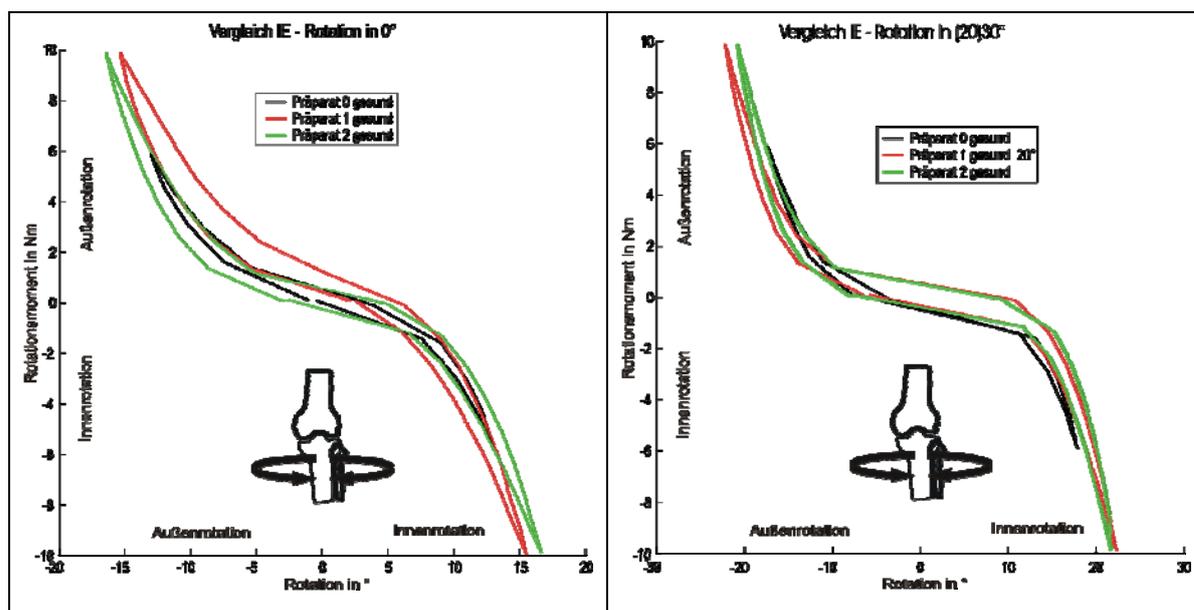


Abbildung 33: Vergleich der Messungen bei einer Flexionsstellung von 0° (links) und 20°, bzw. 30° (rechts) und einer maximalen Belastung von 10 Nm.

Insgesamt konnten die Daten von drei Präparaten verglichen werden. Für diese Meßserie wurden keine weiteren vergleichenden Messungen außer in 0° und 20°, bzw. 30° durchgeführt.

In 0° Gelenkstellung fand sich bei Präparat 1 eine geringere maximale Beweglichkeit sowohl für die Außen-, wie auch für die Innenrotation im Vergleich zu den anderen beiden Präparaten. Die Werte lagen für beide Bewegungsrichtungen um 15°. Das Präparat 0 wurde nur bis ± 8 Nm belastet. In diesem Bereich war der Kurvenverlauf ähnlich mit Präparat 2.

In 20°, bzw. 30° Flexion war das Präparat 2 etwas steifer, als Präparat 1. Der Unterschied war aber besonders bei einer Innenrotationsbelastung minimal. Das Präparat 0 hatte die größte Steifigkeit für eine maximale Belastung von ± 8 Nm in beide Richtungen. Die gesamte Rotation nahm in diesen Gelenkstellungen um ca. 30 % zu. Die maximale gesamte Rotation betrug 44° für das Präparat 1 in 20° Flexion.

6.2.3. Varus – Valgus – Belastung

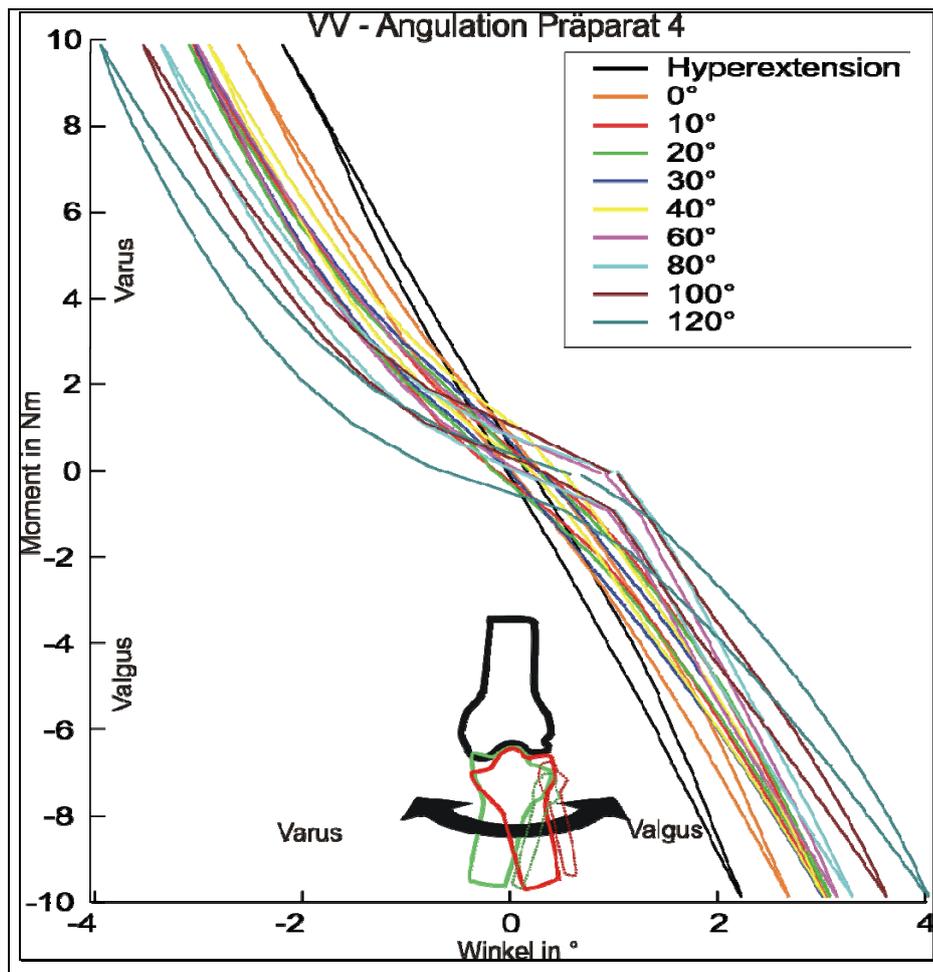


Abbildung 34: Gesamtdaten für eine Belastung in Varus – Valgus – Richtung am Beispiel des Präparats 4. Das maximale Moment lag bei 10 Nm.

Bei der Gelenkbelastung in Varus – Valgusrichtung zeigte sich am Beispiel des Präparats 4 eine Abhängigkeit der Beweglichkeit von der Flexionsstellung (Abbildung 34). In Hyperextension fand sich die geringste Beweglichkeit mit einer gesamten Varus – Valgusangulation von 4° und einer Belastung von ± 10 Nm. Die maximale Beweglichkeit wurde in 120° Flexion gemessen. Hier wurden insgesamt 8° erreicht. Varus – und Valgusbewegung verhalten sich in allen Flexionsstellungen weitgehend symmetrisch. In Hyperextension und 0° war der Kurvenverlauf linear. Mit jeder weiteren Flexionsstufe bei den Messungen wurden ein niedriger Steifigkeitsbereich und damit eine größere Bewegung bei Belastungen unter ± 2 Nm deutlicher.

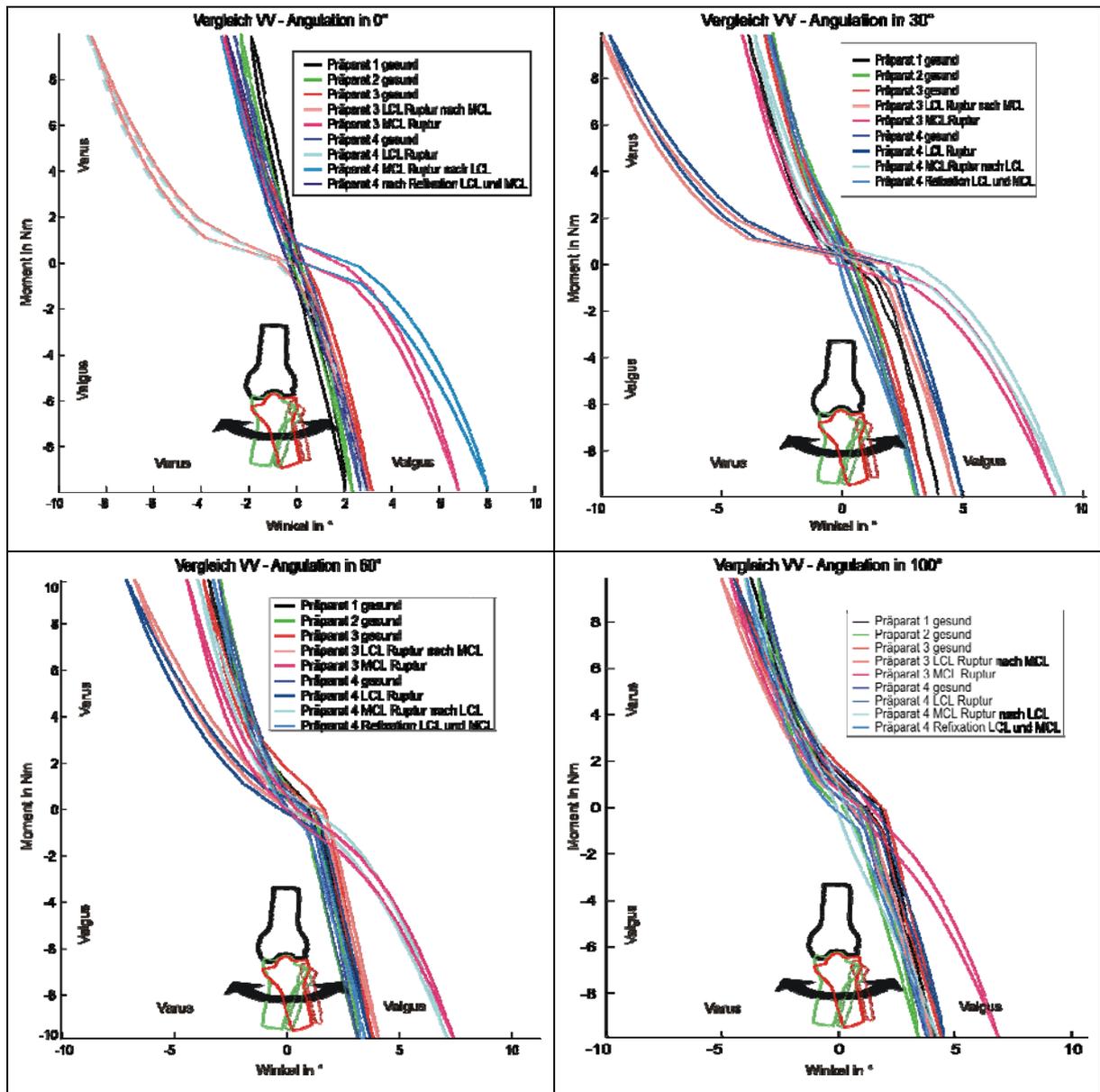


Abbildung 35: Vergleich der Messungen bei einer Flexion von 0° (links oben), 30° (rechts oben), 60° (links unten) und 100° (rechts unten) und einer Belastung in Varus – Valgusrichtung. Das maximale Moment lag bei ± 10 Nm.

In diesem Teil wurde neben Messungen an gesunden Präparaten ($n=4$, Präparate 1, 2, 3, 4) auch eine Verletzungssimulation, bzw. Refixierung der Seitenbänder durchgeführt ($n=5$).

Beim Vergleich der Messungen in 0° und einem Varus – Valgusmoment zeigte sich bei den gesunden Präparaten ein linearer Kurvenverlauf. Im Vergleich der einzelnen Präparate konnte für die Messungen ohne Verletzungssimulation kaum ein Unterschied festgestellt werden (Abbildung 35). Die minimale gesamte Beweglichkeit fand sich in 0° Flexion mit 4°. In den übrigen Flexionsstellungen betrug die gesamte Beweglichkeit um 8°. In den Flexionsstellungen 30°, 60° und 100° fand sich ein niedriger Seifigkeitsbereich zwischen ± 2 Nm. Bei höheren Belastungen war die Steifigkeit bei allen Präparaten gleich und linear.

Eindrucksvoll war die deutliche Zunahme der Laxität in Varusrichtung bei Simulation einer Außenbandruptur und in Valgusrichtung bei der Simulation einer medialen Seitenbandruptur. In 0 und 30° war die Zunahme der Varusangulation bis auf 8°, bzw. 10° tendenziell größer, als die Zunahme in Valgusrichtung bei einer Innenbandruptur. Bei einer Gelenkstellung von 60° war der Unterschied zu den unveränderten Präparaten geringer und in 100° Flexion konnte lediglich für das Präparat 3 mit einer MCL Ruptur eine vermehrte Beweglichkeit in Valgusrichtung gegenüber den Präparaten ohne Veränderung nachgewiesen werden. Die gemessenen Werte waren hier um 3° größer.

Durch die Refixation der Seitenbandursprünge traten keine wesentlichen Veränderungen der Varus – Valguscharakteristik auf. Die Zunahme der Beweglichkeit lag je nach Flexionsstellung zwischen 0,5 und 1°.

6.3. Einfluß der Positionierung des ACL – Ansatzes auf die primären Bewegungen

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der primären Bewegungen mit Belastung der Tibia gegenüber dem Femur und einer Verschiebung des tibialen Kreuzbandansatzes exemplarisch für das Präparat 5 dargestellt. Die primären Bewegungen wurden in drei Freiheitsgraden untersucht: anterior – posteriore Translation, Innenrotation – Außenrotation und Varus – Valgus bei Belastungen in den jeweiligen Freiheitsgraden. Die Verschiebung des Kreuzbands erfolgte um den anatomischen Ansatz in 8 Positionen. Neben der Angabe der Kreuzbandposition wird in Klammern immer die jeweilige Positionszahl angegeben.

Am Anfang der Messungen und am Ende wurde eine Messung in anatomischer Position durchgeführt. Zunächst werden die maximalen und minimalen Meßwerte für eine Belastungsrichtung in den verschiedenen Gelenkstellungen beschrieben, anschließend wird auf die Veränderung zwischen der neutralen Messung und der Kontrollmessung zum Abschluß eingegangen (Vergleich Position 0 und 9).

6.3.1. Anterior – posteriore Translation

Die maximale anteriore Translation wurde bei einer dorsomedialen (8) und dorsolateralen (7) Verschiebung in einer Gelenkstellung von 90° Flexion mit 7,5 mm gefunden. In diesen Positionen konnte die kleinste anteriore Translation in 75 und 90° gemessen werden. Sie lag bei 3 mm, bzw. 2,8 mm. Die Differenz zwischen diesen beiden Extrema in dieser Position betrug 4,5 mm, bzw. 4,7 mm. Die minimale anteriore Translation in 90° wurde in der ventromedialen (5) Position mit 4,8 mm gemessen. Die geringste anteriore Translation in dieser Position wurde in 75 und 90° mit 3 mm gefunden. Die Differenz zwischen diesen Werten betrug 1,8 mm.

Die maximale posteriore Translation war annähernd gleich in den Positionen 1, 2, 3, 7 und 8. Die Werte lagen hier in 90° Flexion zwischen 7,6 und 7,9 mm. Die geringste Translation in diesen Positionen wurde bei 0° mit Werten zwischen 4 und 4,3 mm gemessen. Die geringste posteriore Translation wurde in der ventralen (4) und ventromedialen (5) Position gemessen, jedoch in 45° Gelenkstellung. Der Differenz zwischen den maximalen und minimalen Werten in jeder Gelenkstellung in den verschiedenen Kreuzbandpositionen war gering.

Der Unterschied zwischen den Messungen in neutraler Kreuzbandposition (0) war erheblich. Sowohl die anteriore, als auch die posteriore Translation nahmen in allen Flexionsstellungen bei der Kontrolluntersuchung (9) zu.

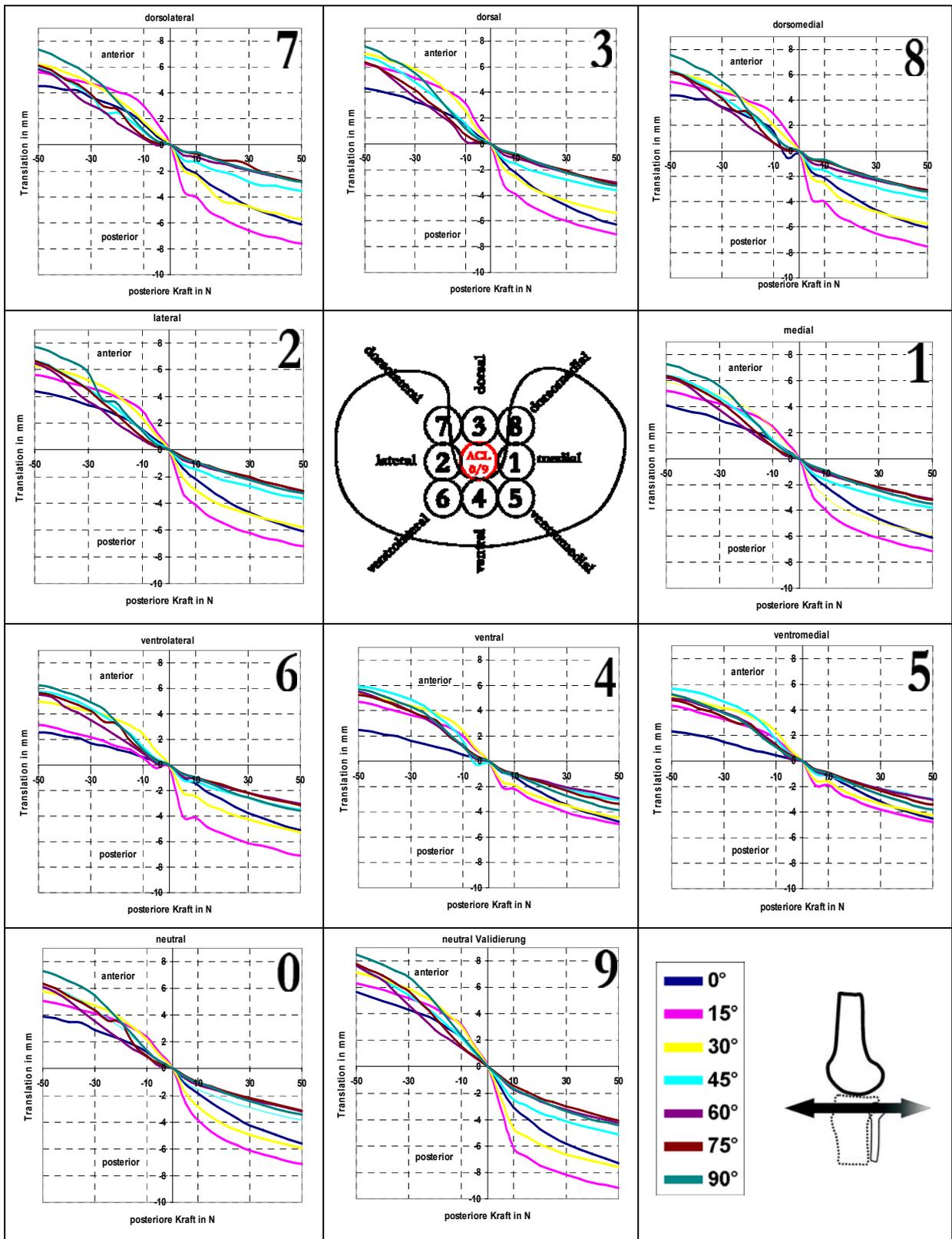


Abbildung 36: Einfluß der Positionierung des ACL Ansatzes auf die anterior – posteriore Translation bei einer anterior – posterioren Belastung von maximal 50 N.

6.3.2. Innenrotation – Außenrotation

Die Innenrotation zeigte sich in allen Kreuzbandpositionen unverändert. Die maximale Innenrotation lag um 15° in 90° Flexion. Die geringste Innenrotation wurde in 45° Gelenkstellung gemessen. Die Werte lagen um 10° . Die Differenz zwischen den Flexionswinkeln lag immer unter 6° .

Auch der Unterschied zwischen den verschiedenen Kreuzbandpositionen und einer Außenrotationsbelastung war gering. Die maximale Außenrotation wurde in 90° Flexion und einer dorsolateralen Position (7) des ACL mit 36° gefunden. Der Unterschied zu den anderen Positionen in 90° betrug maximal 2° und war damit sehr gering. Die minimale Außenrotation wurde in 0° erreicht. Die Werte lagen hier bei 13° in der ventrolateralen Position (6). Auch hier waren die Unterschiede zu den anderen Positionen sehr gering. Die Differenz der minimalen Werte lag unter 4° .

Beim Vergleich der neutralen Positionen (0, 9) konnte eine vermehrte Beweglichkeit bei einer Außenrotationsbelastung in der Kontrolluntersuchung (9) gezeigt werden. Hier nahm die maximale Beweglichkeit bei 5 Nm Belastung in allen Gelenkstellungen um ca. 5° zu. Die Innenrotation war unverändert.

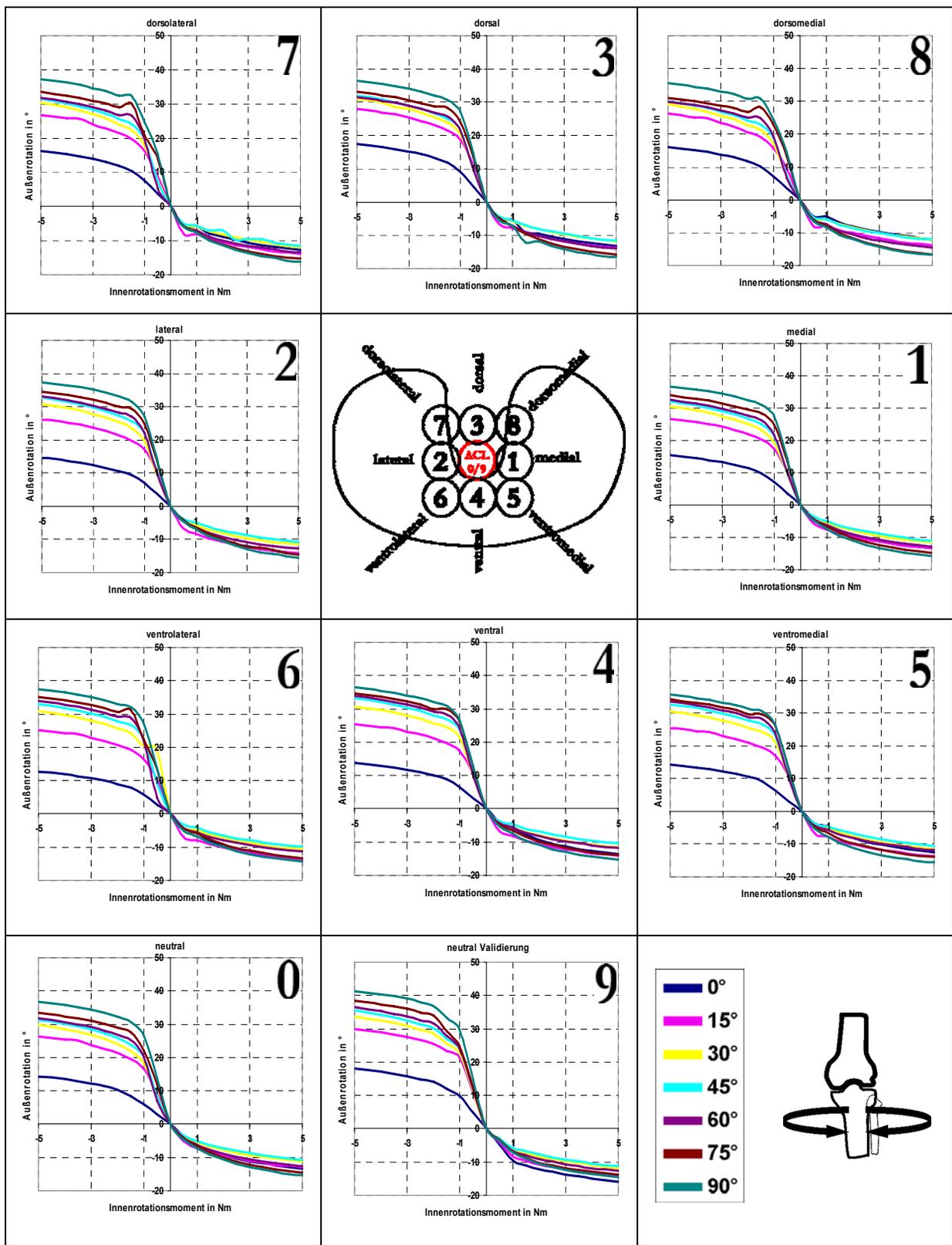


Abbildung 37: Einfluß der Positionierung des ACL Ansatzes auf die Innenrotation – Außenrotationscharakteristik bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung von maximal 5 Nm.

6.3.3. Varus – Valgus – Angulation

Die Positionierung des ACL hatte auf die Varus – Valguscharakteristik nur einen geringen Einfluß. Bei einer Valgusbelastung konnten keine Unterschiede zwischen den einzelnen Messungen gefunden werden. Die minimale Valgusbewegung wurde in 45° gemessen. Sie betrug in allen ACL – Positionen 3°. Die maximale Angulation lag in allen ACL – Positionen um 6° in 90° Flexion.

Bei einer Varusbelastung waren die Unterschiede zwischen den verschiedenen Gelenkstellungen und ACL – Positionen. Die gemessenen Varusbewegungen lagen zwischen 3° maximal und 1,8° minimal. Die maximalen Werte wurden in den Stellungen von 15° und 30° gemessen, die minimalen in 0° und 75°.

Bei Vergleich der Messungen in neutraler Position (0, 9) fiel eine Zunahme der Angulation sowohl in Varus-, wie auch in Valgusrichtung, auf. Die Zunahme betrug um 0,5°. Sie war mit hoher Wahrscheinlichkeit auf Präparatveränderungen und nicht auf eine Schädigung oder zu geringe Steifigkeit der Kreuzbandhalterung zurückzuführen.

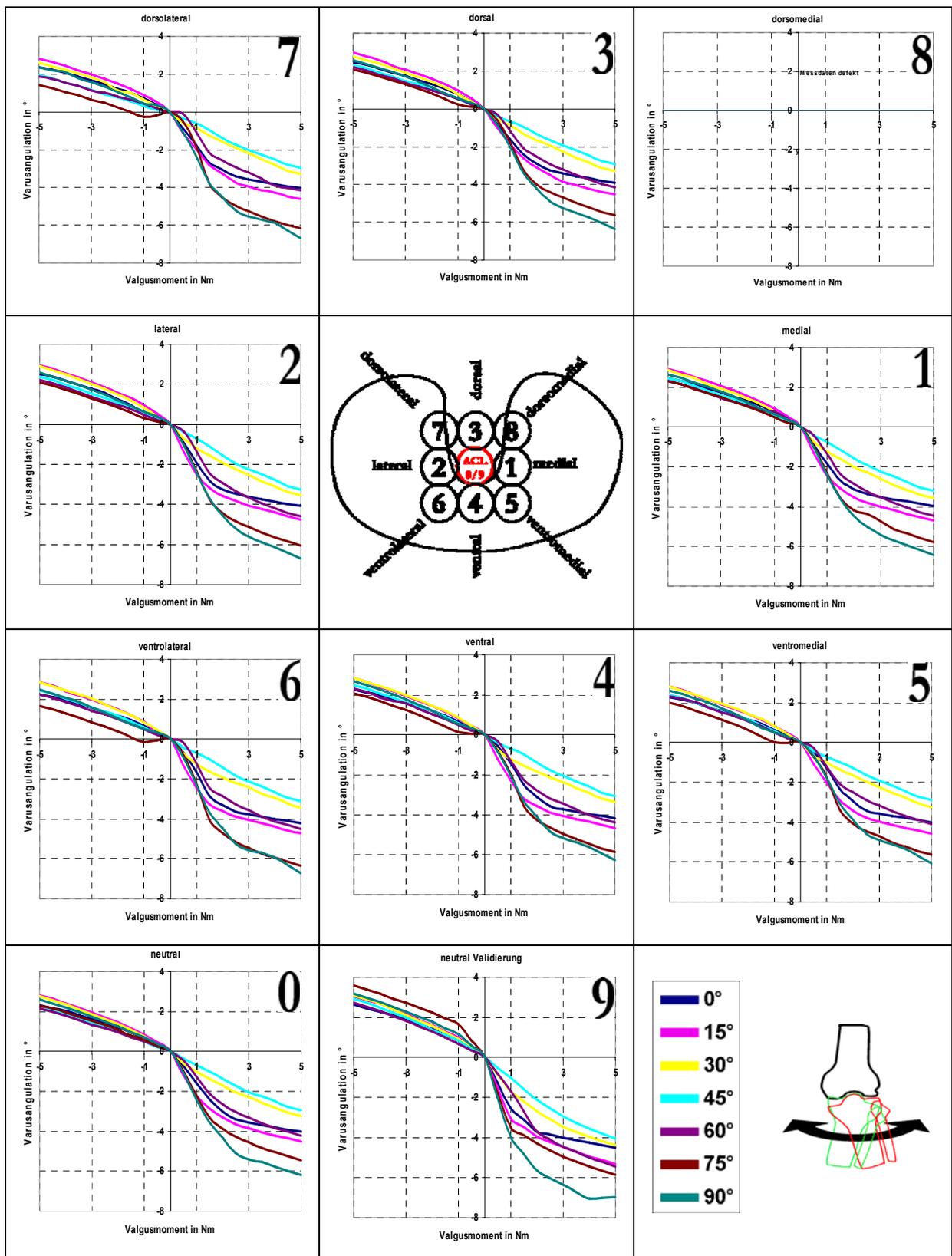


Abbildung 38: Einfluß der Positionierung des ACL Ansatzes Varus – Valguscharakteristik bei einer Varus – Valgusbelastung mit maximal 5 Nm.

6.4. Einfluß der Positionierung des ACL – Ansatzes auf die sekundären Bewegungen

In diesem Kapitel wird der Einfluß einer Verschiebung des tibialen ACL – Ansatzes auf die sekundären Bewegungen beschrieben. Diese werden durch die Form der Gelenkpartner und die räumliche Ausrichtung der Kapsel – Bandstrukturen bedingt. Es wurden insgesamt je 10 Messungen für die Freiheitsgrade anterior – posterior, Innenrotation – Außenrotation und Varus – Valgus durchgeführt. Zu Beginn und am Ende der Messung wurden die Messungen mit einer anatomischen Kreuzbandposition durchgeführt. Bei den Messungen in sechs Freiheitsgraden, wurde die Flexion positionskontrolliert untersucht. Von den übrigen 5 kraftkontrolliert untersuchten Freiheitsgraden erfolgte in einem die Belastung der Tibia gegenüber dem Femur und in vier Freiheitsgraden wurden die sekundären Bewegungen gemessen.

Für alle Messungen der sekundären Bewegungen zeigte sich eine Veränderung zwischen den Messungen in neutraler Position am Anfang und am Ende der Meßserie. Bei der Kontrollmessung wurden dabei jeweils größere Bewegungen für die Meßpunkte gefunden.

6.4.1. Sekundäre Bewegungen bei anterior – posteriorer Belastung

Innenrotation – Außenrotation bei anterior – posteriorer Belastung:

Hier fanden sich keine Unterschiede zwischen den verschiedenen Positionen des ACL. Die IR – Bewegung lag für alle Messungen unter $0,2^\circ$ (Anhang Abbildung A5).

Varus – Valgus – Angulation bei anterior – posteriorer Belastung:

Bei der Messung der sekundären VV – Bewegung fand sich lediglich eine geringe Verminderung in den ventralen Positionen (4, 5, 6). Die Verminderung betrug in der ventromedialen Position (5) jedoch nur 1° für die Valgusangulation. Die maximale Valgusbewegung betrug 4° und die Varusbewegung unter 1° für alle Messungen (Anhang Abbildung A6).

Medial – laterale Translation bei anterior – posteriorer Belastung:

In den Ergebnissen zu diesen Messungen konnte ebenfalls kein deutlicher Unterschied zwischen den verschiedenen ACL – Positionen gefunden werden. Die maximale mediale und auch laterale Translation lag immer unter 2° (Anhang Abbildung A7).

Proximale – distale Translation bei anterior – posteriorer Belastung:

Bei der Testung des Präparats 5 konnte keine nennenswerte proximale Translation gefunden werden. Die distale Translation lag zwischen 2,5 mm für die ventromediale Kreuzbandposition (5) und 3,3 mm für die Validierungsmessung der neutralen Position (9) (Anhang Abbildung A8).

6.4.2. Sekundäre Bewegungen bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung

Anterior – posteriore Translation bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung

Bei einer Innenrotation kam es zu einer geringeren posterioren Translation (unter 4°) im Vergleich zu einer Außenrotationsbelastung. Hier fand sich die geringste Rotation bei der ventromedialen Kreuzbandposition (5) mit 4 mm posteriorer Translation. Die größte posteriore Translation zeigte sich, abgesehen von der Kontrollmessung in neutraler Position (9) (7°), in der dorsolateralen Position (7) mit 6,6 mm (Abbildung 39).

Varus – Valgus – Angulation bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung

Die sekundäre Varus – Angulation bei Innenrotation fiel für alle Positionen gering mit Werten unter 2° aus. Eine eindeutige Änderung zwischen den Positionen konnte nicht gezeigt werden. Bei einer Außenrotation war die sekundäre Valgus – Angulation ebenfalls ohne wesentliche Änderungen (Anhang Abbildung A9).

Medial – laterale Translation bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung

Bei einer Innenrotation kam es zu einer medialen Translation, die von den ventralen Positionen (4, 5, 6) zu den dorsalen Positionen (3, 7, 8) zunahm. Die gemessenen Werte lagen zwischen 5 mm und 6,5 mm. Größer fiel der Unterschied bei einer Außenrotation und eine dadurch bedingt laterale Translation aus. Hier lagen die geringsten Bewegungen wieder bei den ventralen Positionen (4, 5, 6). Die Werte erreichten um die 6 mm. Bei den dorsalen Positionen (3, 7, 8) nahm diese Translation auf bis zu 12,5 mm in der dorsolateralen Position (7) zu. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Flexionsstellungen sind in den ventralen Positionen (4, 5, 6) geringer, als in den dorsalen Positionen (3, 7, 8) (Abbildung 40).

Proximal – distale Translation bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung

Die sekundäre proximal – distale Translation zeigte keine Veränderungen für die Flexionswinkel zwischen 0° und 30°. Die durch eine Innenrotation hervorgerufene distale Translation veränderte sich nicht für die unterschiedlichen Positionen und betrug immer unter 2 mm. In den Flexionsstellungen ab 45° konnte eine geringe Zunahme der proximalen Translation bei einer Außenrotation gezeigt werden. Diese lag unter 4 mm in den ventralen Positionen (4, 5, 6) und stieg in den dorsalen Positionen (3, 7, 8) auf maximal 5,5 mm an (Abbildung 41).

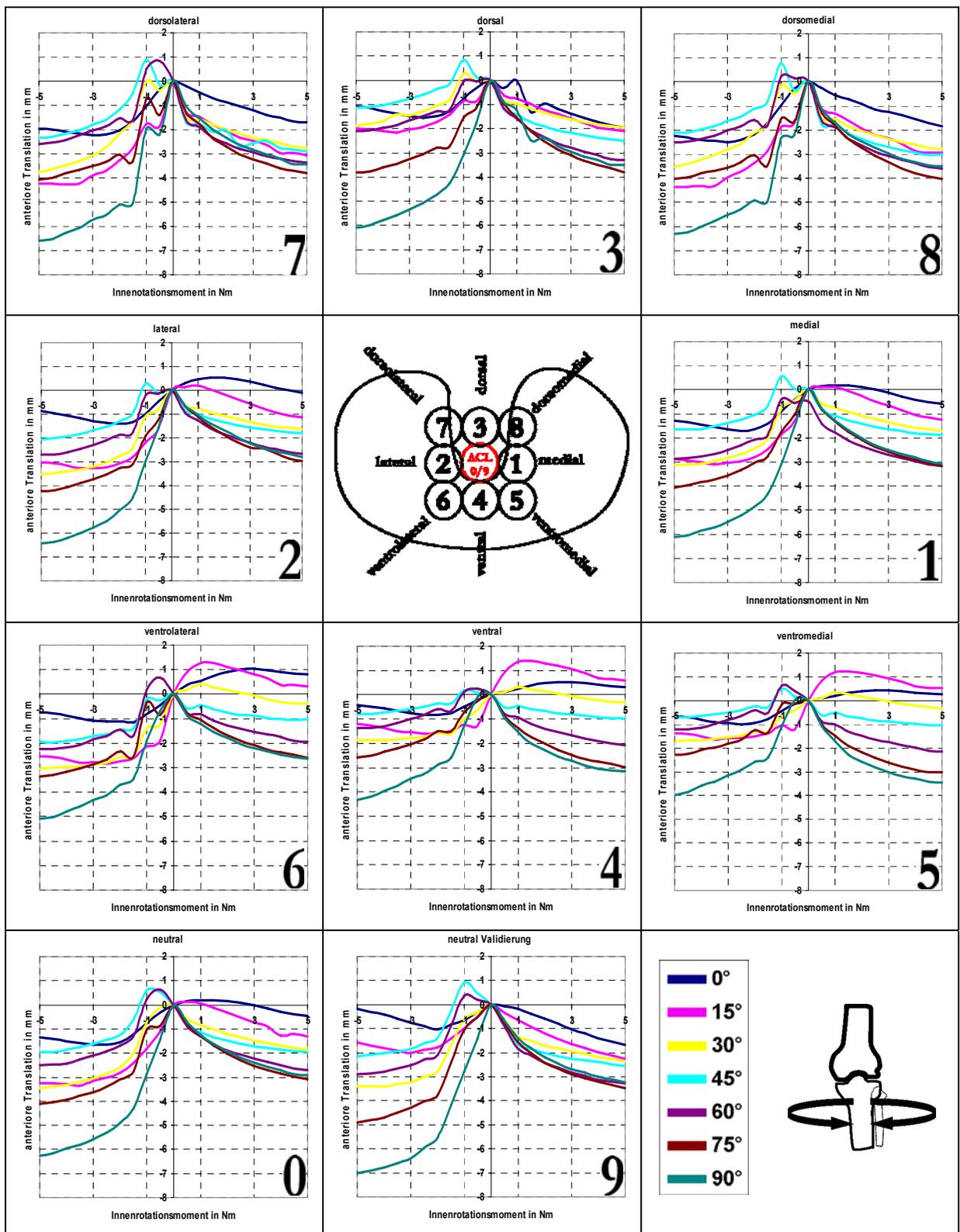


Abbildung 39: Einfluß der ACL Positionierung auf die anterior – posteriore Translation bei einer Innenrotation – Außenrotationsbelastung mit maximal 5 Nm.

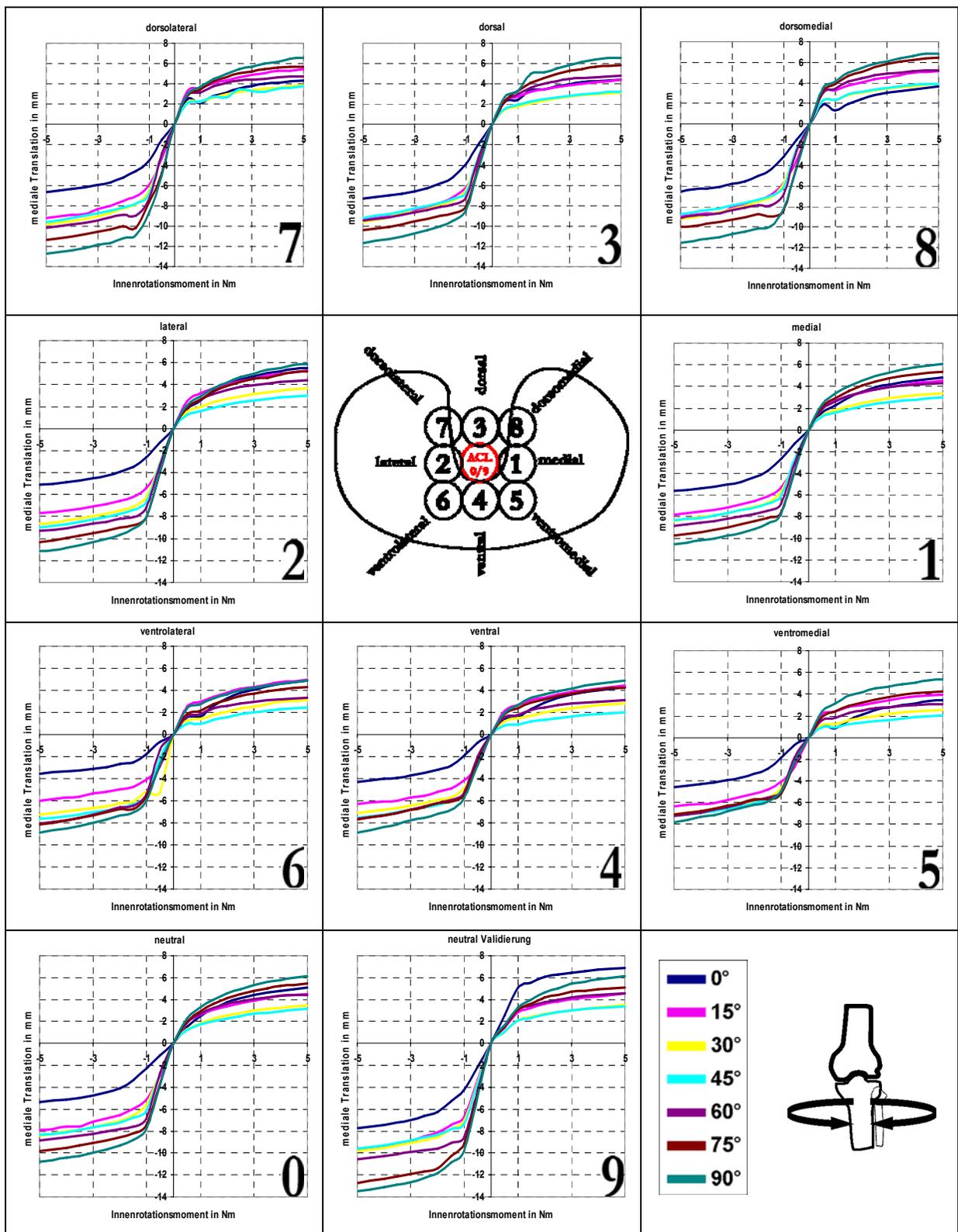


Abbildung 40: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre medial – laterale Translation bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung von 5 Nm.

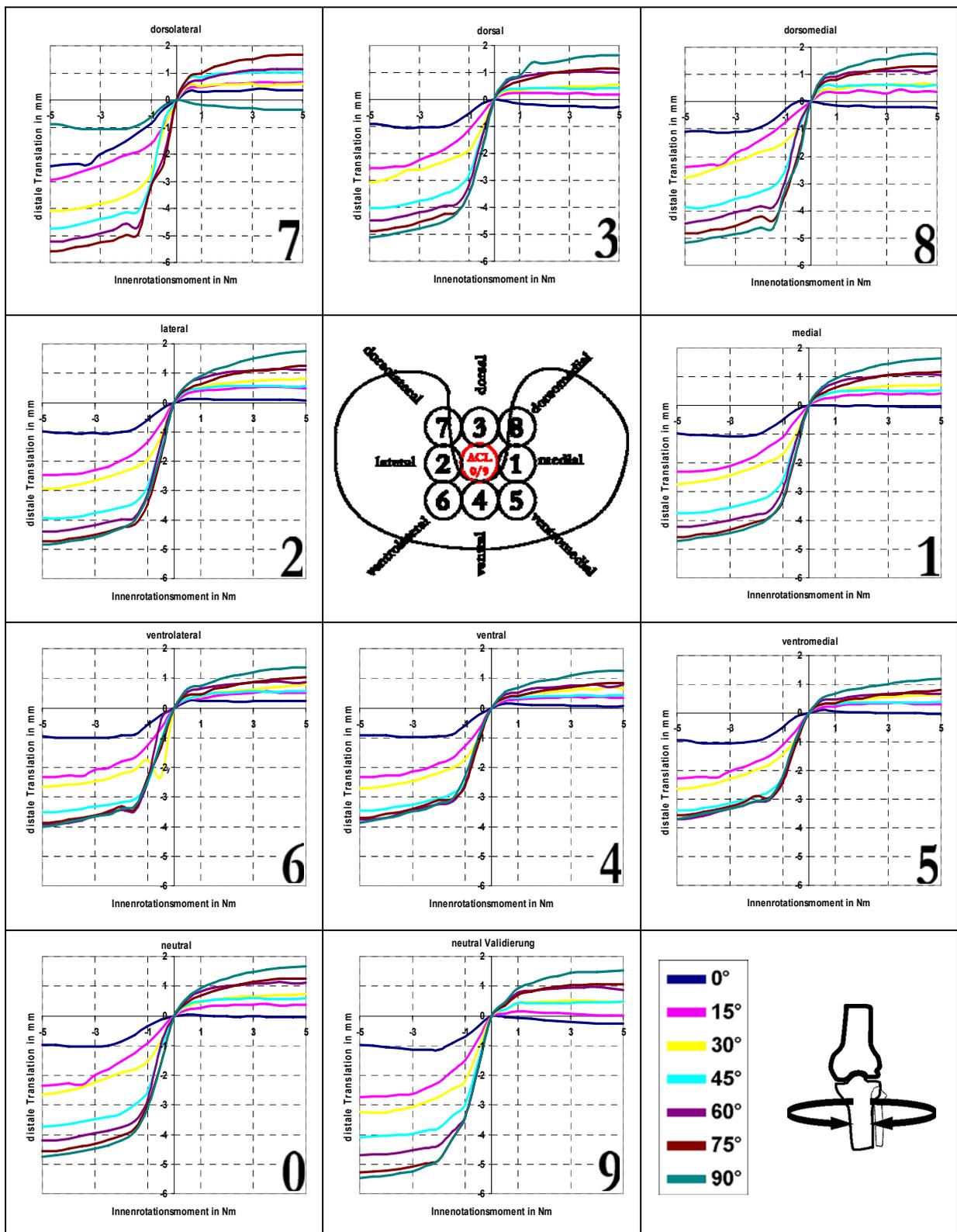


Abbildung 41: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre proximal – distale Translation bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung von 5 Nm.

6.4.3. Sekundären Bewegungen bei Varus – Valgus – Belastung

Bei der Einzelmessung mit einer dorsomedialen Verschiebung (8) des Kreuzbands und einer VV – Belastung konnte das Ergebnis auf Grund eines Übertragungsfehlers im Netzwerk nach Abschluß der Messungen nicht ausgewertet werden. Eine Wiederholung der Messung zum Zeitpunkt der Detektion war nicht mehr möglich.

Anterior – posteriore Translation bei Varus – Valgus – Belastung

Bei einer Varusbelastung fand sich eine minimale anteriore Translation für alle Flexionswinkel zwischen 0 mm und 1 mm. Eine Veränderung durch die transversale Positionierung des ACL war nicht eindeutig zu erkennen. Bei einer Valgusbelastung in Flexionsstellungen zwischen 0° und 30° war die Translation tendenziell nach posterior gerichtet. Die geringsten Translationen fanden sich in den ventralen Kreuzbandpositionen (4, 5, 6) und die größten in den dorsalen (3, 7, 8). Das Maximum lag zwischen 0,6 mm (ventromedial) und 2,4 mm (dorsolateral). Für Flexionswinkel von 45° und größer bewirkte ein Valgusmoment eine anteriore Translation. Jedoch waren auch hier die Unterschiede der einzelnen Positionen gering (Abbildung 42).

Innenrotation – Außenrotation bei Varus – Valgus – Belastung

Die transversale Positionierung des ACL hatte keinen Einfluß auf die sekundäre Innen- und Außenrotation. Die Bewegungen zeigten keine eindeutig erkennbaren Bewegungen. Die grafische Darstellung entsprach eher einem Zittern um den Nullpunkt. Die maximal gemessenen Werte lagen unter 0,2° (Anhang Abbildung A8).

Medial – laterale Translation bei Varus – Valgus – Belastung

Eine Varusbelastung verursachte kaum eine sekundäre Translation in medial – lateraler Richtung. Die Werte schwankten für alle Gelenkstellungen zwischen 0,5 mm medialer Translation in Flexionen von 0° und 15° und 1,6 mm lateraler Translation bei 75° und 90° Flexion. Die Unterschiede zwischen den verschiedenen ACL – Positionen lag in 90° Flexion maximal bei 1 mm und in 0° bei maximale 0,5 mm. In Stellungen über 60° bedingte ein Valgusmoment eine mediale Translation. Diese nahm mit zunehmender Flexion und den dorsalen ACL – Positionen zu. Das Maximum lag bei 3,5 mm in 90° Flexion und der dorsolateralen ACL – Position (7). Das Minimum in derselben Flexionsstellung lag bei 2,5 mm in der ventromedialen ACL – Position (5) (Abbildung Anhang A9).

Proximal – distale Translation bei Varus – Valgus – Belastung

Für ein Varusmoment fand sich nur eine minimale Translation um den Nullpunkt. Bei einer Valgusbelastung ergab sich eine proximale Translation für die Flexionswinkel von 0° bis 15° und eine distale Translation für die Flexionswinkel von 30° bis 90°. Die maximale distale Translation wurde in 90° mit 3,5 mm gemessen. Der Unterschied zwischen den ACL – Positionen betrug weniger als 0,5 mm (Abbildung Anhang A10).

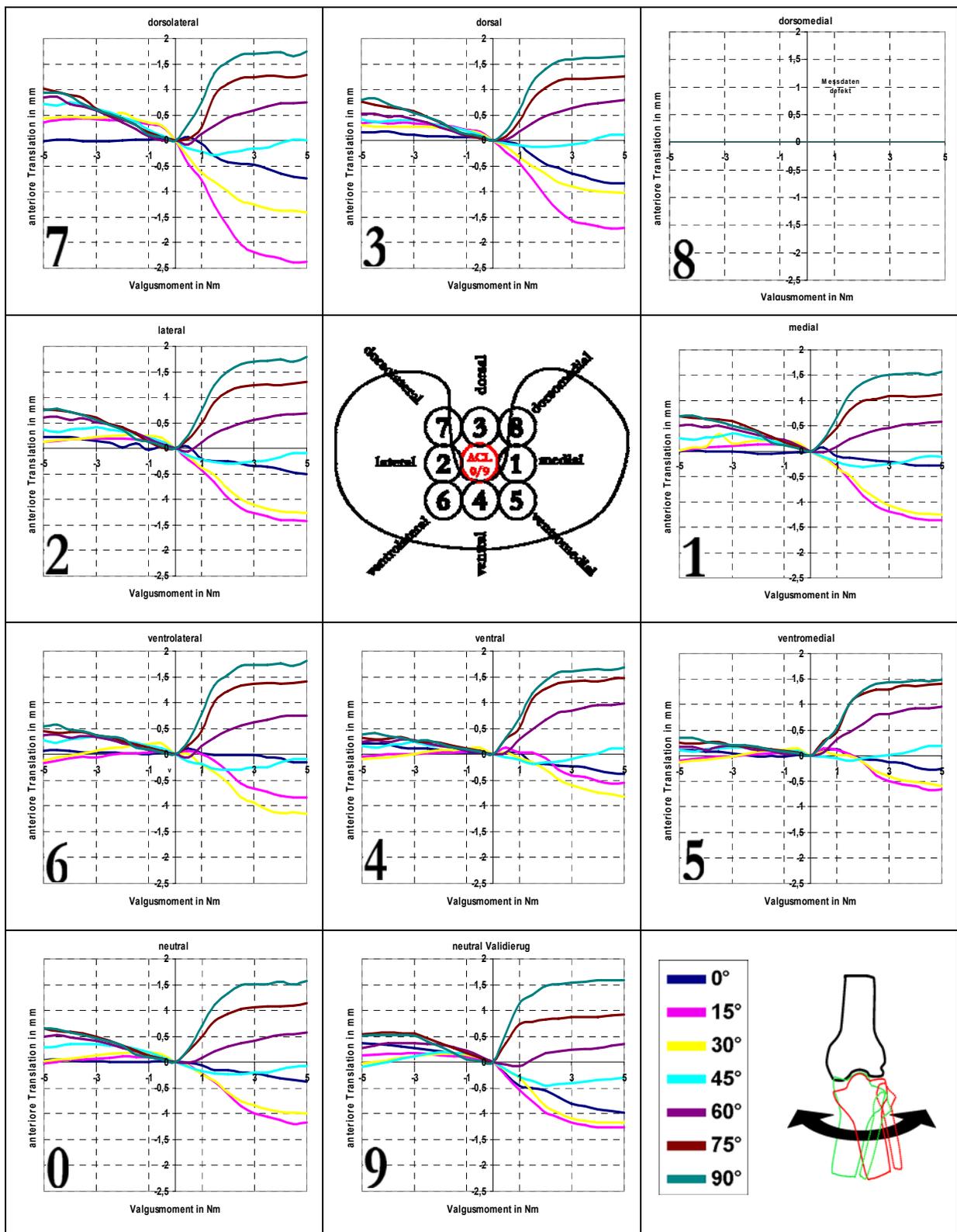


Abbildung 42: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre anterior – posteriore Translation bei maximal 5 Nm Varus – Valgusbelastung.

6.5. Einfluß der ACL – Positionierung auf die Kräfte im ACL

Im Kapitel 6.5. werden die Ergebnisse der Kraftmessungen am Kreuzband mit einer Verschiebung des tibialen Kreuzbandansatzes demonstriert. Die Ergebnisse werden exemplarisch für das Präparat 5 dargestellt. Untersucht wurden Belastungen der Tibia gegenüber dem Femur in anterior – posteriorer Richtung, mit einem Innenrotation – Außenrotationsmoment und einem Moment in Varus – Valgusrichtung. Die dargestellten Kräfte entsprechen der Kraft, welche auf das Kreuzband einwirkt.

6.5.1. Kräfte im ACL bei anterior – posteriorer Belastung

Anterior – posteriore Kraft im ACL

Bei einer anterioren Belastung der Tibia gegenüber dem Femur wirkt eine anteriore Kraft auch auf das Kreuzband (Abbildung 43). Diese Kraft nimmt in den ventralen Kreuzbandpositionen (4, 5, 6) zu und erreicht ihr Maximum in allen ventralen Positionen mit 35 N in 0° Flexion. Das Minimum bei einer anterioren Belastung wurde in 75° oder 90° gemessen. Die Werte lagen hier in den ventralen Positionen (4, 5, 6) zwischen 0 und 5 N in anteriorer Richtung. Bei einer dorsalen Verschiebung (3, 7, 8) des ACL – Ansatzes kehrte sich diese Kraft um und zeigte nach posterior. Die Kräfte lagen unter 15 N und waren weitestgehend von der auf die Tibia wirkenden Kraft unabhängig.

Bei einer posterioren tibialen Belastung zeigte sich eine posterior wirkende Kraft im Kreuzband. Diese war maximal in der dorsolateralen Position (7) in einer Gelenkstellung von 0°. Die Kraft erreichte 47 N. Die posteriore Kraft nimmt mit einer ventralen Verschiebung (4, 5, 6) ab und erreicht ihr Minimum mit 0 N in 30° bei einer ventralen und ventrolateralen Verschiebung (4, 6) des ACL – Ansatzes.

Zwischen den Messungen in neutraler Position (0, 9) veränderte sich nur die anteriore Kraft im ACL bei einer anterioren Belastung in 0° und 15°. Hier trat eine Verminderung um 5 N auf.

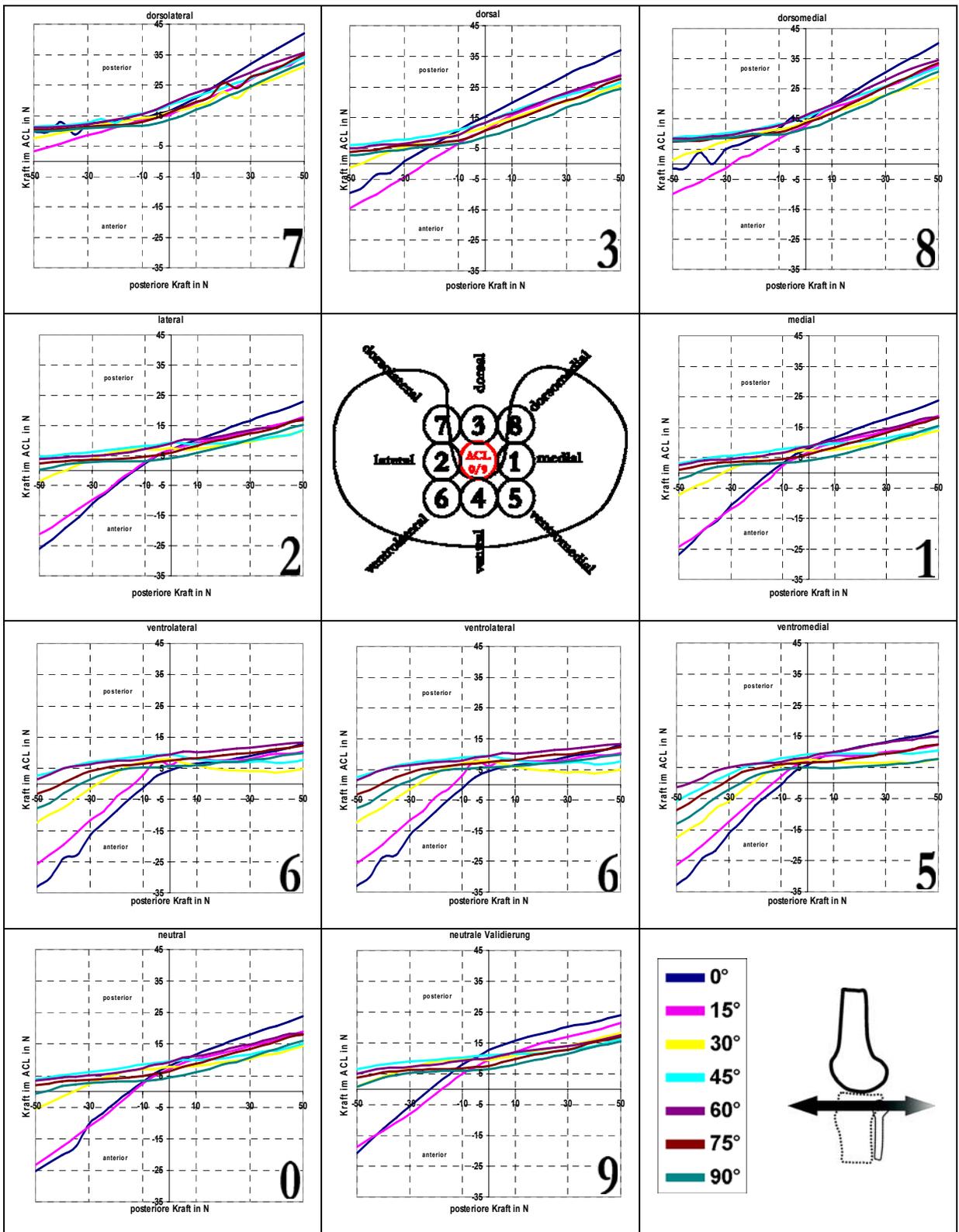


Abbildung 43: Einfluß der Positionierung des ACL auf die anterior – posteriore Kraft im ACL bei maximal 50 N anterior – posteriorer Belastung.

Medial – laterale Kraft im ACL

Unabhängig von der tibialen Belastung konnte in allen Positionen und Flexionsstellungen eine auf das ACL nach lateral wirkende Kraft gemessen werden (Abbildung 44, 45). Bei einer anterioren Belastung vergrößerte sich die Kraft und erreichte das Maximum in der ventromedialen ACL – Position (5). Der Flexionswinkel lag hier bei 30°. Die Kraft erreichte 67 N. Die kleinsten Kräfte wurden in Gelenkstellungen zwischen 60 und 90° gemessen. Die Kräfte lagen zwischen 42 N in der ventromedialen (5) und 30 N in den dorsalen Positionen (3).

Eine posteriore Kraft bewirkt in der ventromedialen Position (5) eine maximale Kraft von 46 N in 90° Flexion. Die minimale Kraft wurde bei einer posterioren Belastung in 45° und einer dorsolateralen Verschiebung (7) mit 21 N gemessen. Die Differenz zwischen den verschiedenen Flexionswinkel in den jeweiligen Positionen war in der ventralen Position (4, 5, 6) am ausgeprägtesten und betrug 22 N.

Bei der Validierungsmessung in neutraler Position (9) wurden geringere maximale Kräfte, jedoch höhere minimale Kräfte bei einer anterioren Belastung gemessen. Unter einer posterioren Belastung sind die Kräfte am ACL tendenziell größer, als in der ersten Messung in neutraler Position.

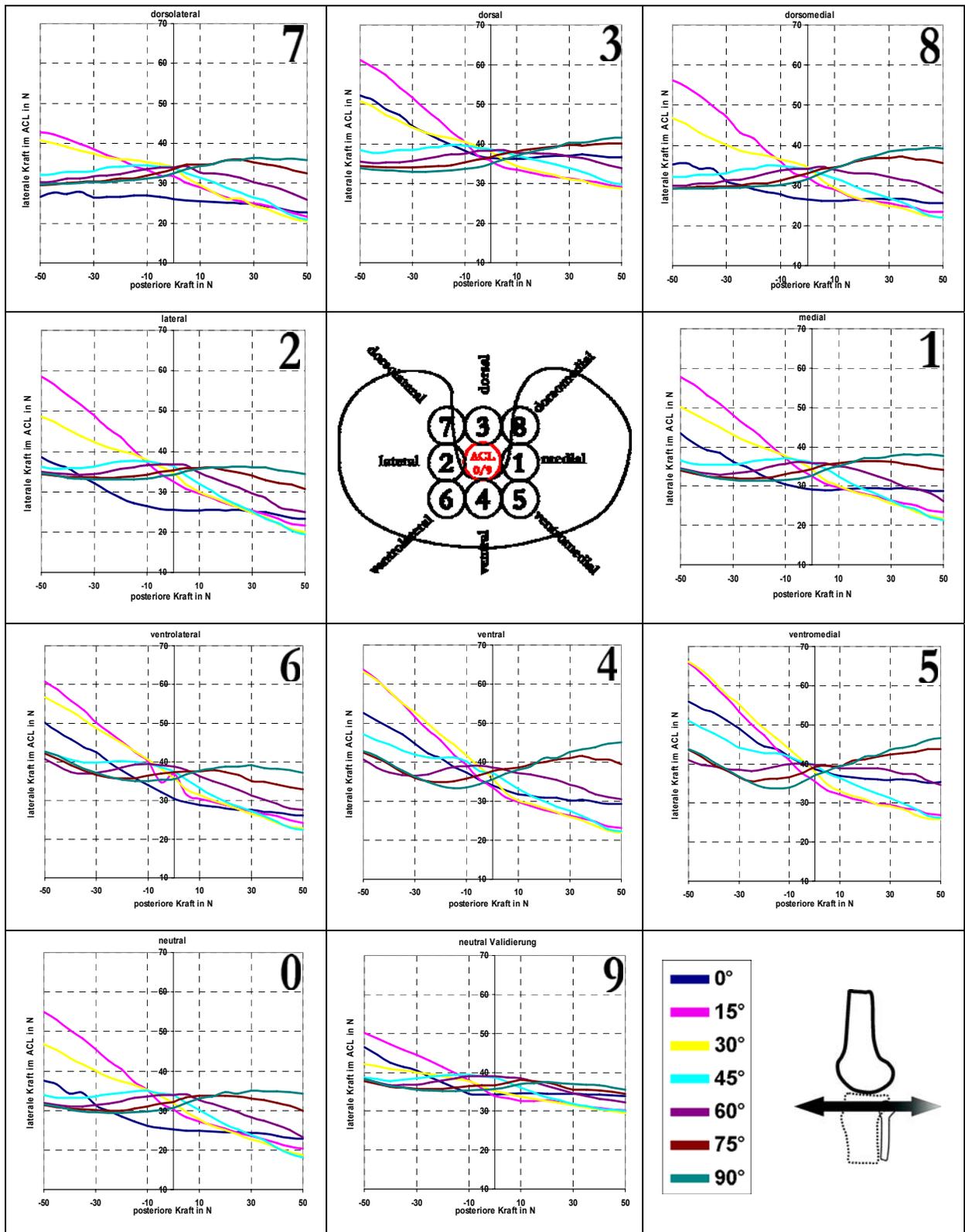


Abbildung 44: Einfluß der ACL Positionierung auf die medial – laterale Kraft im ACL bei anterior – posteriorer Belastung mit maximal 50N.

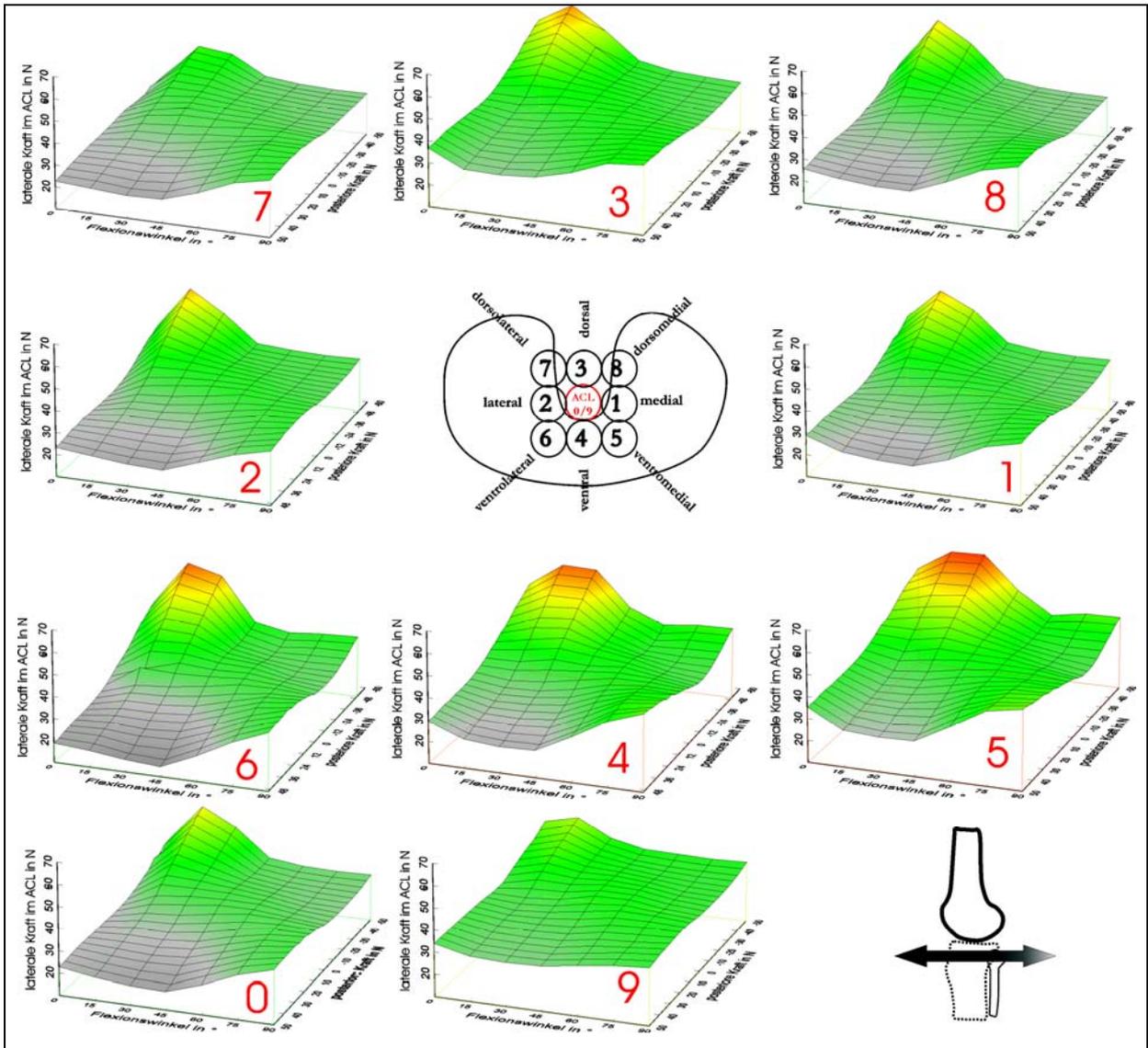


Abbildung 45: Exemplarische 3D Darstellung der auf das ACL wirkenden Kraft in medial – lateraler Richtung in Abhängigkeit von der Positionierung des ACL bei anterior – posteriorer Belastung mit maximal 50 N.

Proximal – distale Kraft im ACL

Je nach ACL – Position konnte bereits ohne Gelenkbelastung eine mehr oder weniger große, nach distal und damit das Kreuzband anspannende, Kraft gemessen werden. Dies war in allen Kreuzbandpositionierungen bis auf die dorsolaterale (7) und dorsomediale (8) der Fall. Diese Kraft im ACL ohne Gelenkbelastung lag maximal um 50 N in der medialen Position (1) (Abbildung 46).

Bei einer anterioren Belastung der Tibia wirkte eine nach distal gerichtete Kraft auf das ACL, welche ihr Maximum in der medialen ACL – Position (1) und 15° Flexion erreichte. Die Kraft betrug maximal 89 N. In der dorsomedialen Position (8) wurde das Minimum mit 36 N in 0° Flexion gefunden. Die maximale Differenz innerhalb der einzelnen ACL – Positionen und den verschiedenen Gelenkstellung lag bei 35 N zwischen maximalem und minimalem Wert. Dies war bei der medialen (1) und dorsalen (3) Verschiebung der Fall.

Eine posteriore Belastung führt in der dorsolateralen (7) und dorsomedialen (8) Position zu einer nach proximal auf das Kreuzband wirkenden Kraft. Das Maximum lag bei 20 N in 0° Flexion. In den übrigen Positionen kam es in allen Gelenkstellungen zu einer Verminderung der Kraft. In 0° und einer Belastung von 50 N ging diese Kraft im ACL gegen 0 N Kraft.

Auffallend war bei diesen Messungen die deutliche Zunahme der Kräfte zwischen den Messungen in neutraler Position (0, 9). Hier stieg die nach distal gerichtete Kraft in 15° Flexion von 20 auf 110 N. Insgesamt fand sich bei der Kontrollmessung in neutraler Position (9) immer eine deutliche nach distal gerichtete Kraft, die bei einer posterioren Belastung und einer Flexion von 0° ihr Minimum mit 25 N erreichte.

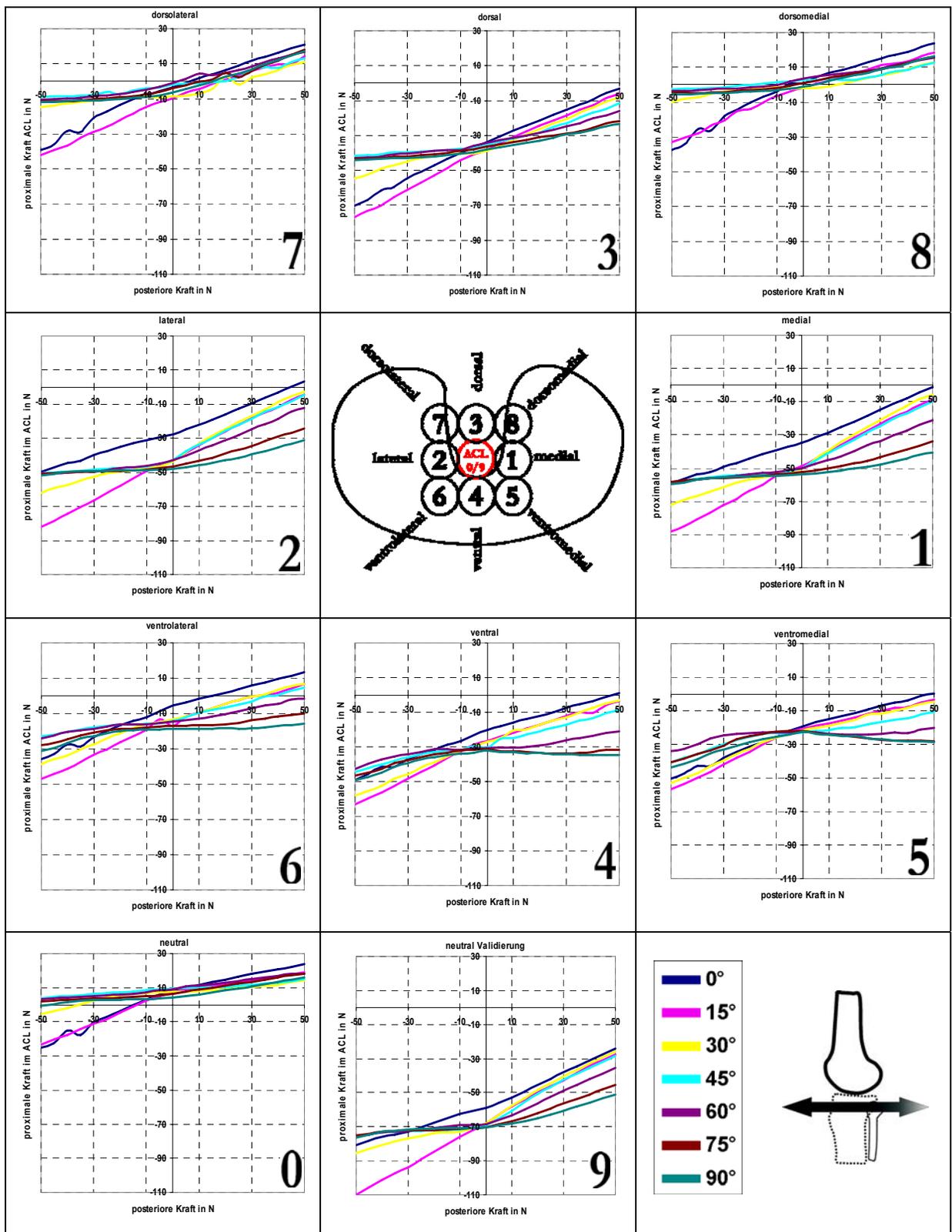


Abbildung 46: Einfluß der ACL Positionierung auf die proximal – distale Kraft im ACL bei anterior – posteriorer Belastung von maximal 50 N.

Gesamtkraft im ACL

Bei einer anterioren Belastung wurde die größte Gesamtkraft im ACL in der ventromedialen Position (5) gemessen. Die Flexion lag bei 15° und die Kraft, die auf das Kreuzband wirkte erreichte 120 N. Die kleinste Gesamtkraft am ACL wurde in den dorsolateralen (7) und dorsomedialen (8) Positionen mit 70 N gemessen. Dies war in Gelenkstellungen von 0° und zwischen 45° und 90° der Fall (Abbildung 47).

Unter einer posterioren Belastung nahm die Gesamtkraft, die auf das ACL wirkte, nahezu in allen Positionen des ACL und Gelenkstellungen mit zunehmender Belastung der Tibia gegenüber dem Femur ab. Die größten Kräfte bei einer posterioren Belastung mit 50 N wurden in 90° Flexion in allen Positionen gemessen. Das Maximum von 80 N wurde in der ventromedialen Position (5) gemessen. Das Minimum lag bei 20 N in 30° Flexion und einer ventrolateralen Verschiebung (6). Die Differenz zwischen den maximalen Werten in einer Kreuzbandposition lag in allen Messungen, sowohl für eine anteriore, wie auch eine posteriore Belastung zwischen 30 und 40 N.

Im Vergleich der Messungen in neutraler Position (0, 9) zeigte sich eine Zunahme der Gesamtkraft für alle Belastungen und Gelenkstellungen bei der Kontrolluntersuchung (9).

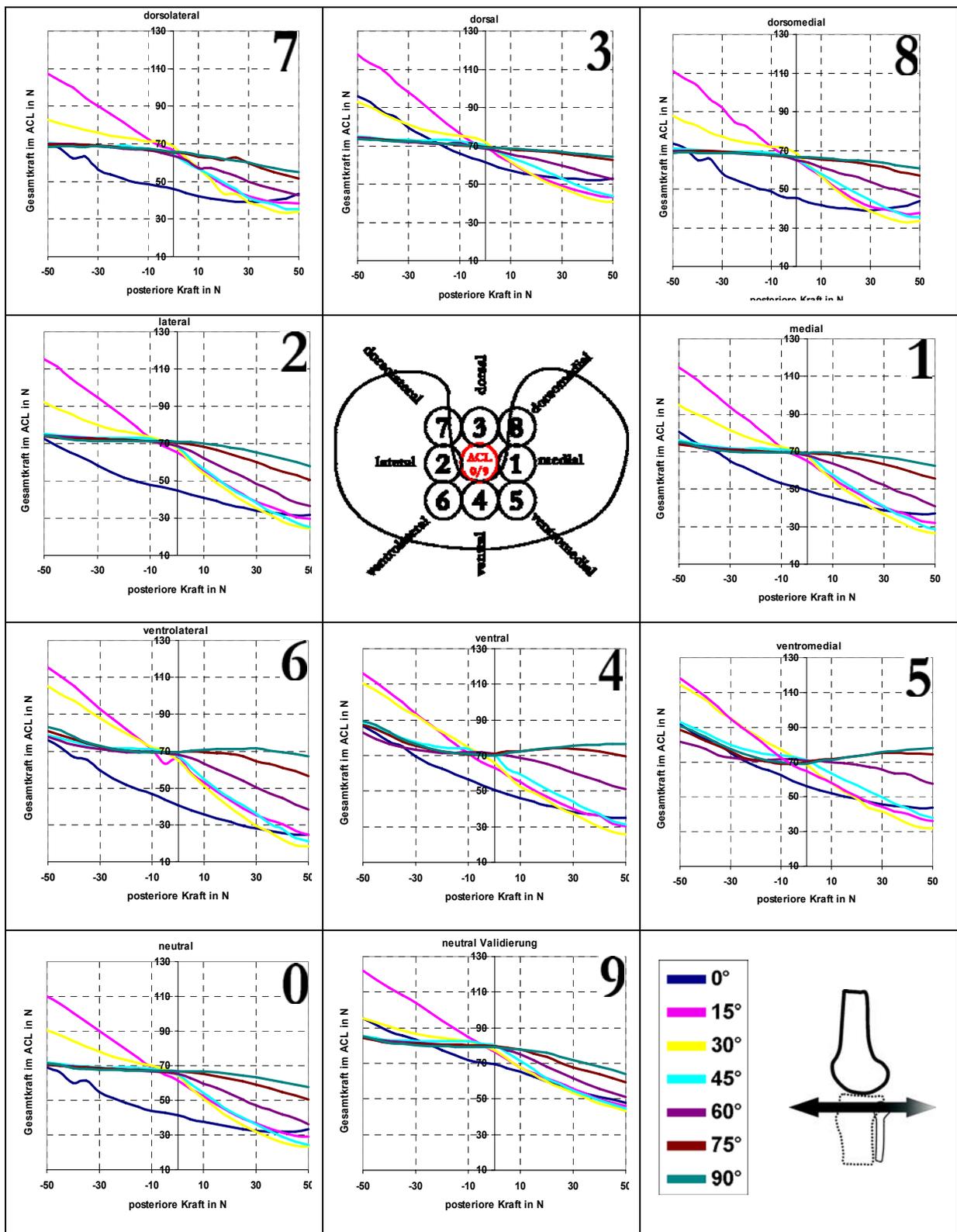


Abbildung 47: Einfluß der ACL Positionierung auf die Gesamtkraft im ACL bei maximal 50 N anterior – posteriorer Belastung.

6.5.2. Kräfte im ACL bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung

Anterior – posteriore Kraft im ACL

Ohne Gelenkbelastung zeigte sich in allen Positionen eine geringe posterior wirkende Kraft im ACL. In den ventralen (4, 5, 6) und den seitlichen Positionen (1, 2) wurde in Gelenkstellungen von 0°, 15° und 30° regelmäßig eine anterior wirkende Kraft im Kreuzband gemessen (Abbildung 48). Der größte Wert wurde in 0° in der ventrolateralen Position (6) mit 46 N erreicht. In allen anderen Stellungen und wurde nur eine geringe Kraft von bis zu 12 N nach posterior bestimmt.

Bei einer Außenrotationsbelastung wurden die größten Kräfte in den dorsalen Positionen (3, 7, 8) gemessen. Diese erreichten Werte von maximal 33 N in der dorsolateralen (7) und dorsomedialen (8) Kreuzbandposition und wirkten nach posterior auf das Kreuzband. Die Gelenkstellung betrug 30°. In den ventralen Positionen (4, 5, 6) wurde in 90° und einer Belastung mit 1 Nm Außenrotationsmoment eine nach anterior wirkende Kraft von bis zu 12 N gemessen.

Die Unterschiede zwischen den maximalen und minimalen Werten in den einzelnen ACL – Positionen war bei einer Innenrotation besonders in den ventralen Positionen (4, 5, 6) wesentlich größer, als in den dorsalen (3, 7, 8). Die maximale Differenz lag bei 45 N in der ventrolateralen Position (6) und minimal bei 27 N in der dorsalen (3).

Bei der Kontrollmessungen in neutraler Kreuzbandposition (9) wurde der Unterschied zwischen den verschiedenen Flexionswinkeln zur ersten Messung in neutraler Position (0) geringer. Zusätzlich waren die gemessenen Kräfte nach posterior gerichtet. In der neutralen Position (0) konnte für eine Innenrotationsbelastung noch eine anteriore Kraft gemessen werden. Dies galt für eine Flexion zwischen 0° bis 30°.

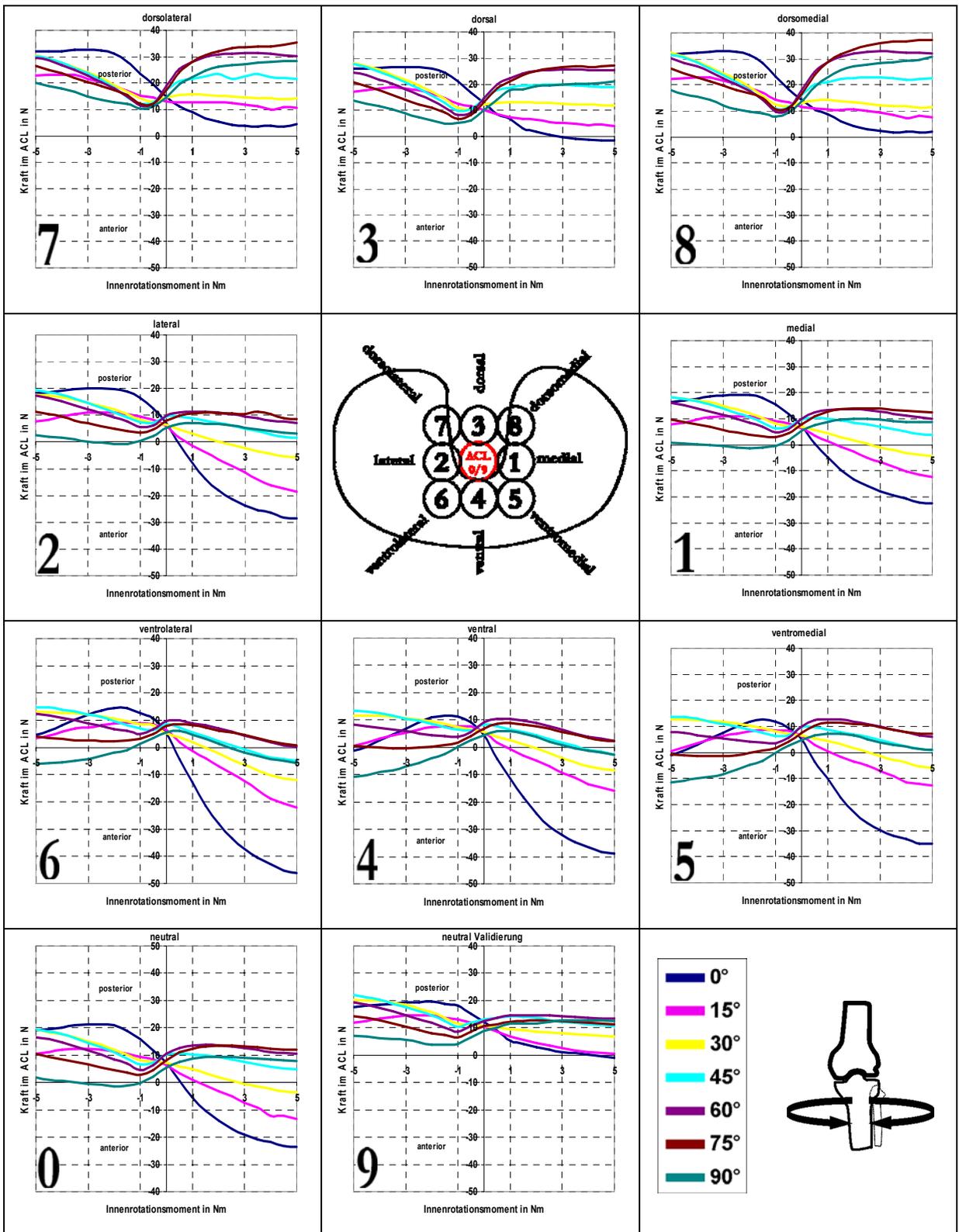


Abbildung 48: Einfluß der ACL Positionierung auf die anterior – posteriore Kraft im ACL bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung mit maximal 5 Nm.

Medial – laterale Kraft im ACL

In allen ACL – Positionen wurde bereits ohne tibiale Belastung eine laterale Kraft gemessen, welche immer um 35 N lag (Abbildung 49).

Bei einer Innenrotation war die größte Kraftänderung in 0° und einer ventrolateralen Verschiebung des ACL (6). Die maximale Kraft lag hier bei 35 N nach medial, was einer Differenz zur Ausgangskraft von 60 N entsprach. Die geringste Änderung zur Ausgangskraft wurde in 90° Flexion und einer dorsalen Position (3) gefunden. Die Differenz lag hier bei 5 N. Die maximale Differenz innerhalb einer Position betrug 45 N in der ventrolateralen Position (6) und minimal mit 25 N in der dorsalen Position (3).

Unter einer Außenrotationsbelastung wurde immer eine lateral wirkende Kraft gemessen, die sich in 15 und 30° nur minimal veränderte. Die maximalen Kräfte wurden in der ventromedialen Position (5) und einer Flexion von 0° gemessen. Die Kräfte erreichten hier 92 N. Die minimale Kraft fand sich in der dorsolateralen Position (7) in 15° mit 23 N. Die Differenz zwischen dem größten und kleinsten Kraftwert bei einer Außenrotation war maximal in der dorsomedialen Position (8) und betrug 41 N, während die minimale Differenz von 25 N in der medialen (1) und der dorsalen ACL – Position (3) gemessen wurde.

Bei der Messung neutral Validierung (9) war eine starke Angleichung der Ergebnisse zwischen den Gelenkstellungen im Vergleich zur ersten Messung in neutraler Kreuzbandposition (0) zu beobachten. Die nach medial gerichtete Kraft in 0° und einem Innenrotationsmoment über 2 Nm konnte in der Kontrolluntersuchung (9) nicht mehr gefunden werden.

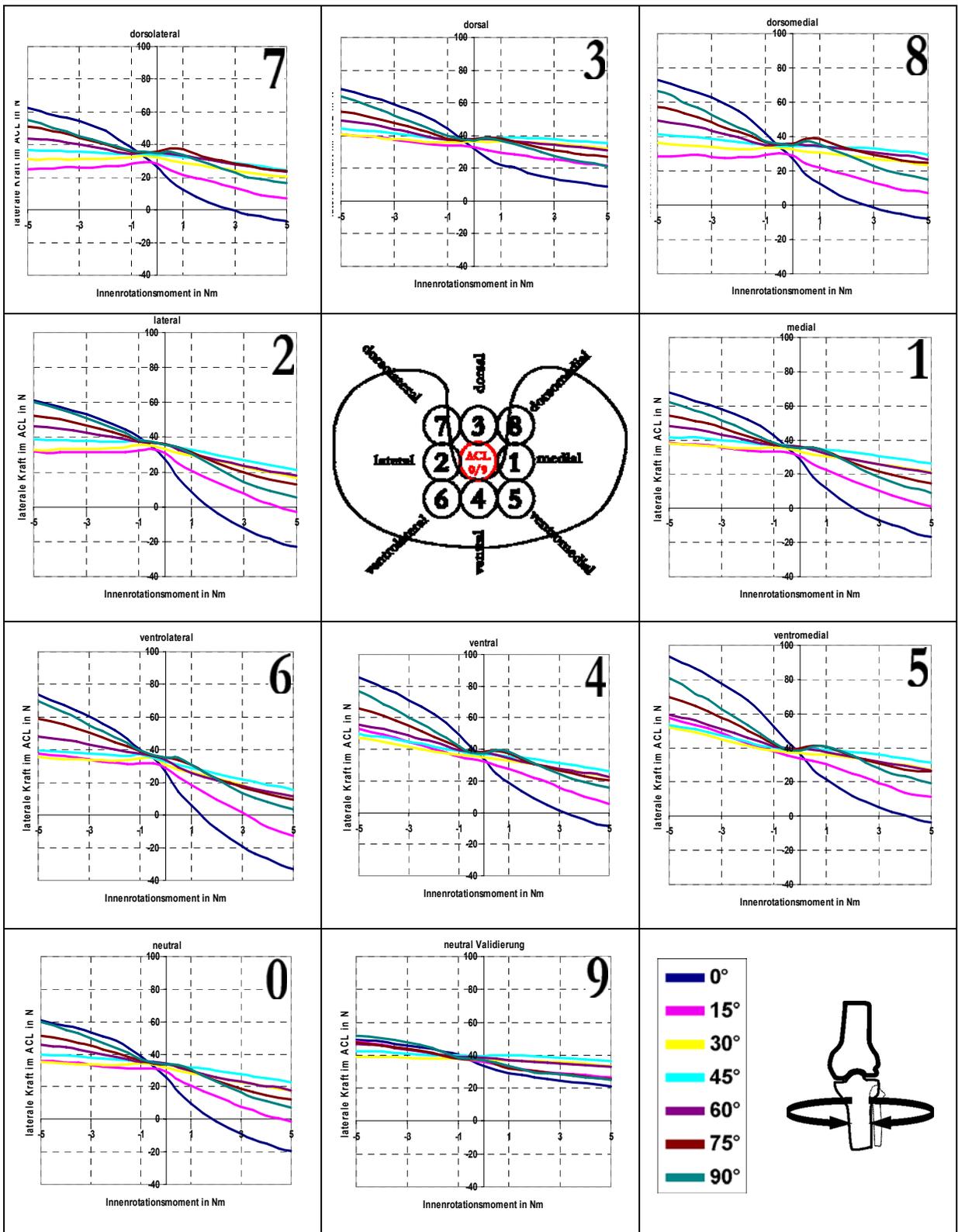


Abbildung 49: Einfluß der ACL Positionierung auf die medial – laterale Kraft im ACL bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung von maximal 5 Nm.

Proximal – distale Kraft im ACL

In allen Positionen wurde in der unbelasteten Situation eine nach distal wirkende Kraft am ACL gemessen, was der Grundspannung im ACL entsprach. Diese Kraft lag immer um 60 N, bis auf die Gelenkstellung in 0°. Hier war die Kraft geringer und lag bei 40 N (Abbildung 50).

Bei einer Innenrotationsbelastung verminderte sich die distal wirkende Kraft am stärksten in 0° und einer ventrolateralen ACL – Position (6). Die Kraft war in diesem Fall nach proximal gerichtet und betrug 30 N. Die minimale Änderung wurde in 15° und der dorsalen ACL – Position (3) gemessen. Der Wert lag bei 12 N in distaler Richtung, was einer Änderung zur Ausgangskraft um 46 N entsprach. Die Differenz zwischen den Extrema in den einzelnen ACL – Positionen betrug maximal 62 N in der ventralen Position (4) und minimal 20 N in der dorsalen Position (3).

Bei einer Außenrotationsbelastung reduzierte sich die distal wirkende Kraft maximal in der dorsomedialen Position (8) und 30° Gelenkstellung. Hier kam es zu einer Kraftumkehr. Der Kraftwert lag bei 4 N in proximaler Richtung. Die geringsten Veränderungen der Ausgangskraft unter einer Außenrotationsbelastung wurden bis auf die ventrolaterale Position (6) in 0° gemessen. In der ventrolateralen Position (6) des ACL änderte sich die Kraft am wenigsten in 60° Flexion. In 0° Flexion lag die Kraft unabhängig von der Belastung und der Position um 40 N. Die Differenz zwischen den Extrema erreichte maximal 45 N in der dorsomedialen (8) und minimal 23 N in der ventralen Position (4).

Bei der Kontrollmessung in neutraler Position (9) war der geringere Unterschied zwischen den verschiedenen Flexionswinkeln im Gegensatz zur ersten Messung in neutraler Position (0) auffällig. Die gemessenen Kräfte waren bei der Kontrollmessung insgesamt etwas größer und der Kurvenverlauf für die Innenrotation flacher. Dies bedeutete eine geringere Kraftabnahme, im Vergleich zu den anderen Messungen.

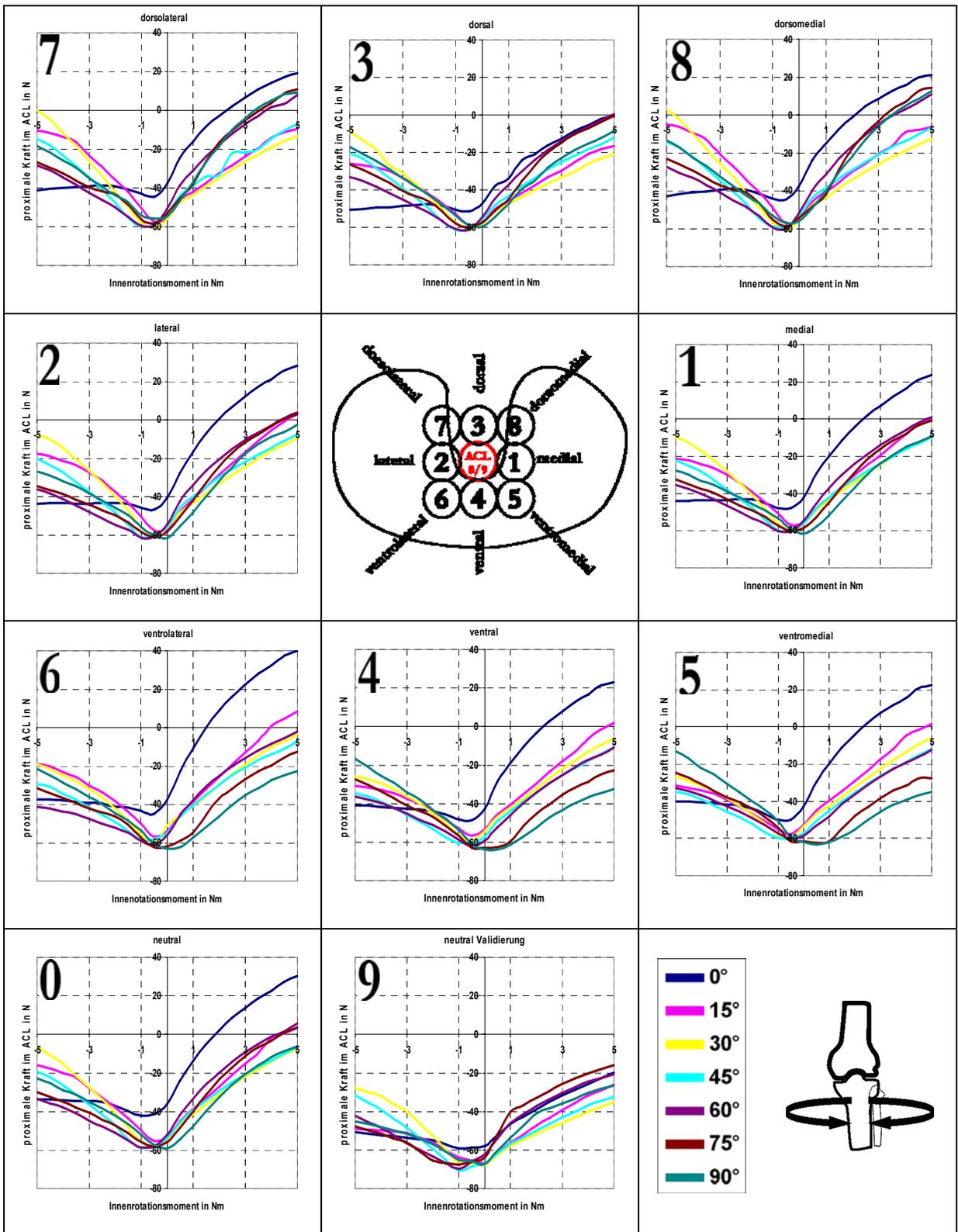


Abbildung 50: Einfluß der ACL Positionierung auf die proximal – distale Kraft im ACL bei 5 Nm maximaler Innenrotations – Außenrotationsbelastung.

Gesamtkraft im ACL

Die Gesamtkraft im ACL lag in allen Positionen und Flexionswinkeln ohne Gelenkbelastung zwischen 60 und 75 N. Die größeren Werte wurden in den ventralen Positionen (4, 5, 6), die geringeren Werte in den dorsalen ACL – Positionen (3, 7, 8) gemessen (Abbildung 51).

Ein Innenrotationsmoment führte zu einer Verminderung der Gesamtkraft im ACL. In den Gelenkstellungen zwischen 15 und 90° war diese Abnahme um so größer, je größer die tibiale Belastung war. In 0° nahm die Kraft sehr rasch ab bis zu einer Belastung von 1,5 Nm Innenrotationsmoment. Mit zunehmender Belastung nahm die Kraft bis auf die dorsale Positionierung (3) des ACL wieder deutliche zu. Die Abnahme war bis 1,5 Nm Rotationsbelastung maximal 45 N in der ventrolateralen Position (6) auf eine Gesamtkraft von 5 N. Die größte Zunahme wurde bei Belastungen über 1,5 Nm ebenfalls in der ventrolateralen Position (6) gemessen. Sie betrug 30 N auf 42 N. Die minimalen Werte für die Gesamtkraft wurden in der ventrolateralen Position (6) in 15° gefunden. Die Kraft betrug nur noch 3 N.

Unter einer Außenrotation wurde die maximale Gesamtkraft in 0° Flexion in allen ACL – Positionen gemessen. Der größte Wert lag bei 100 N in der ventromedialen Position (5). Der geringste Wert wurde in der dorsomedialen Position (8) und 15° Flexion gemessen. Hier war die Differenz zwischen dem maximalen und minimalen Wert mit 60 N am größten. In den übrigen Positionen war die Differenz immer um 40 N.

Zwischen den Messungen in neutraler ACL – Position (0, 9) war eine Zunahme der Kraft ohne Gelenkbelastung zu erkennen. Die Abnahme der Kraft unter einer Innenrotationsbelastung war geringer, als bei der ersten Messung in neutraler Position (0). Auch ist der Kurvenverlauf der Messung in 0° bei der Kontrollmessung (9) den anderen Flexionswinkeln sehr ähnlich. Dies war bei allen vorherigen Messungen nicht der Fall.

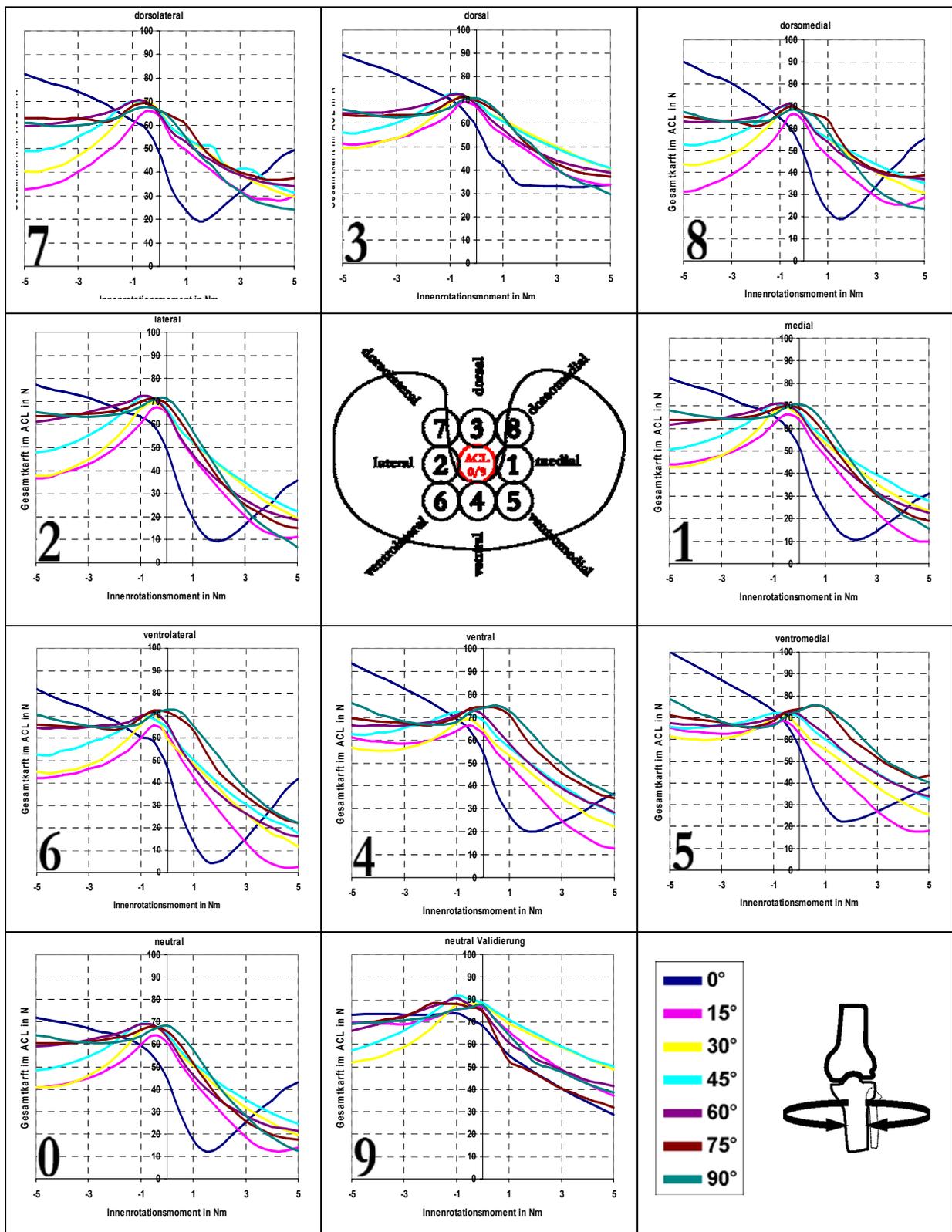


Abbildung 51: Einfluß der ACL Positionierung auf die Gesamtkraft im ACL bei maximal 5 Nm Innenrotation – Außenrotationsbelastung.

6.5.3. Kräfte im ACL bei Varus – Valgus – Belastung

Bei der Einzelmessung zur Bestimmung der Kreuzbandkraft fehlen die Daten für die dorsomediale Positionierung des ACL (8). Dies ist durch einen Übertragungsfehler nach Abschluß der Messung bedingt, bei dem sämtliche Daten zu dieser Messung verloren gingen.

Anterior – posteriore Kraft im ACL

Ohne Belastung wirkte in allen Positionen eine posteriore Kraft auf das Kreuzband zwischen 5 und 20 N. Die geringeren Werte wurden in den ventralen (4, 5, 6), die größeren Werte in den dorsalen Kreuzbandpositionen (3, 7, 8) zu finden (Abbildung 52).

Bei einer Valgusbelastung kam es in allen Positionen in Gelenkstellungen zwischen 15 und 90° nur zu geringen Änderung der Kraft. Die Änderung schwankte zwischen 0 und 4 N. Dies galt auch für eine transversale Positionierung nach dorsal (3), lateral (2) und medial (1). In der dorsolateralen Position (7) nahm die Kraft im ACL in 0° Flexion gering um 5 N ab. In den ventralen Positionen (4, 5, 6) kam es bis zu einer Belastung von 1,2 Nm zu einer Abnahme der Kraft, bzw. zu einer Umkehr der Krafrichtung. Die Kraft im ACL lag zwischen 3 und 7 N nach anterior. Die Unterschiede zwischen den verschiedenen Flexionsstellungen waren im Bereich von 15 bis 90° gering mit einem Wert von unter 10 N in allen Positionen.

Bei einer Varusbelastung änderte sich die Kraft in den ventralen Positionen (4, 5, 6) nur minimal. Das Maximum wurde in 0° in der dorsalen ACL – Position (3) gemessen und lag bei 27 N in posteriorer Richtung. Das Minimum wurde in der ventralen (4) und ventromedialen Position (5) mit 0 N gefunden. Die Differenz zwischen den Extrema war in der dorsalen Position (3) mit 16 N am größten, in der lateralen Position (2) mit 8 N am geringsten.

Bei der Messung neutral Validierung (9) zeigte sich eine geringe Zunahme der Kraft im ACL in allen Flexionsstellungen um 5 N gegenüber der ersten Messung in neutraler Position (0). Zusätzlich war der Kurvenverlauf der Messung in 0° abgeflacht und die Abnahme der Kraft bei einer Valgusbelastung konnte nicht mehr gezeigt werden.

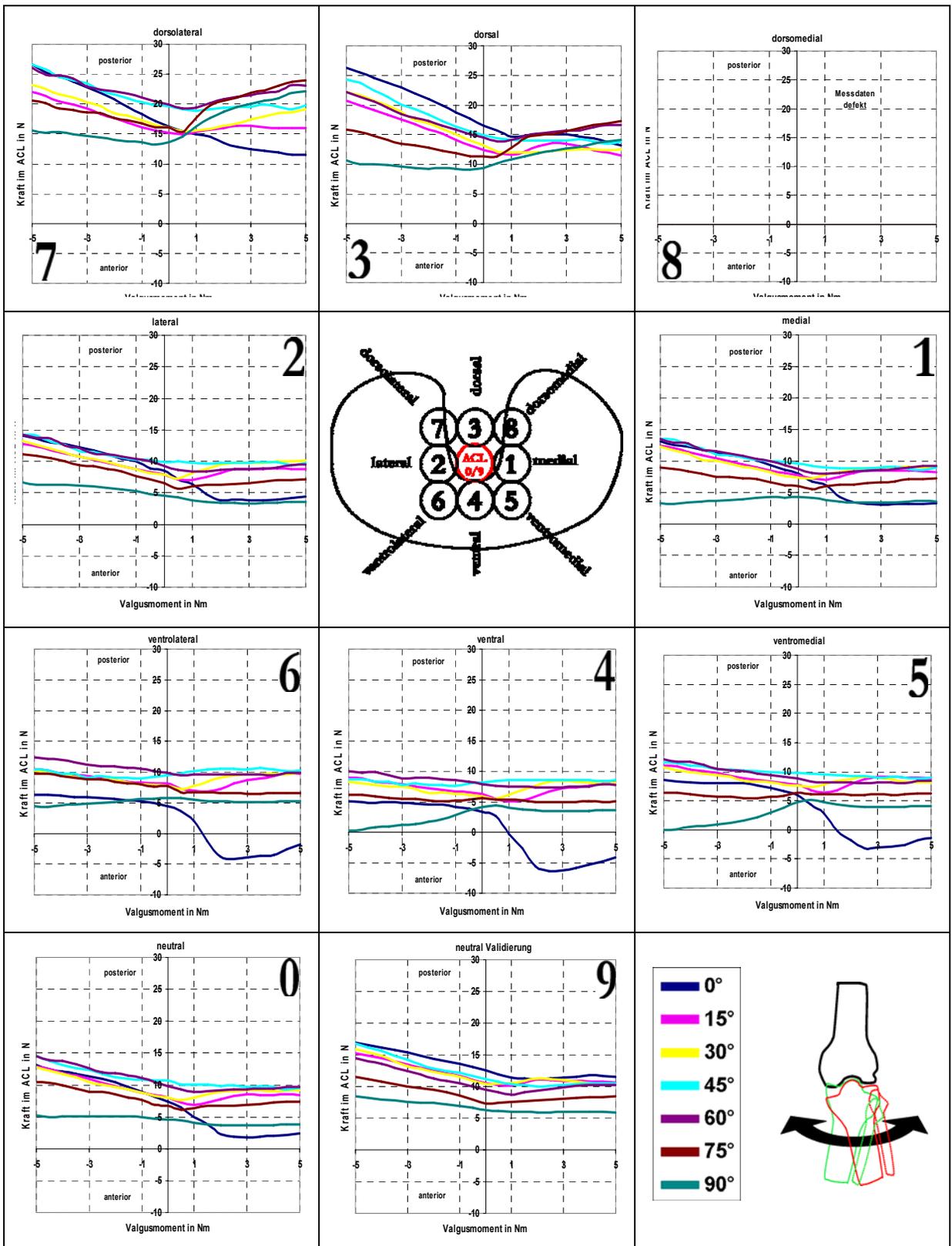


Abbildung 52: Einfluß der ACL Positionierung auf die anterior – posteriore Kraft im ACL bei einer Varus – Valgusbelastung von maximal 5 Nm.

Medial – laterale Kraft im ACL

Ohne Belastung fand sich in allen Positionen und Flexionswinkeln eine nach lateral wirkende Kraft im ACL (Abbildung 53). Diese war in der ventromedialen Position (5) maximal mit Werten von 35 bis 40 N.

Unter einer Valgusbelastung änderte sich die nach lateral wirkende Kraft im Vergleich zur Ausgangskraft nur minimal. Die maximale Kraft zeigte sich in der ventromedialen Position (5) in 0° mit 40 N, jedoch bereits unter einer Belastung von 3 Nm. Bei einer höheren Belastung nahm die Kraft wieder gering um 2 N ab. Die geringste nach lateral wirkende Kraft von 23 N konnte in 0° in der ventrolateralen Position (6) gezeigt werden. Die maximale Differenz zwischen den verschiedenen Flexionswinkel wurde in der ventrolateralen Position (6) mit 10 N, die minimale Differenz mit 4,5 N in der dorsalen Position (3) gefunden.

Eine Varusbelastung führte zu einer Zunahme der lateral wirkenden Kraft im ACL. Das Maximum fanden wir in der ventromedialen Position (5) in 75 und 90° mit 60 N. Das Minimum wurde in 0° und der dorsolateralen Position (7) gemessen. Der Wert lag hier bei 24 N. Die maximale Differenz innerhalb einer Position wurde in der ventrolateralen Position (6) mit 18 N und das Minimum in der dorsalen Position (3) mit 9 N gemessen.

Beim Vergleich der neutralen Messungen (0, 9) kam es zu einer Zunahme der Kraft im ACL bei der Kontrollmessung (9). Diese betrug zwischen 5 und 10 N. Auffallend war hier noch die Abnahme der maximalen Differenz zwischen den Flexionsstellungen.

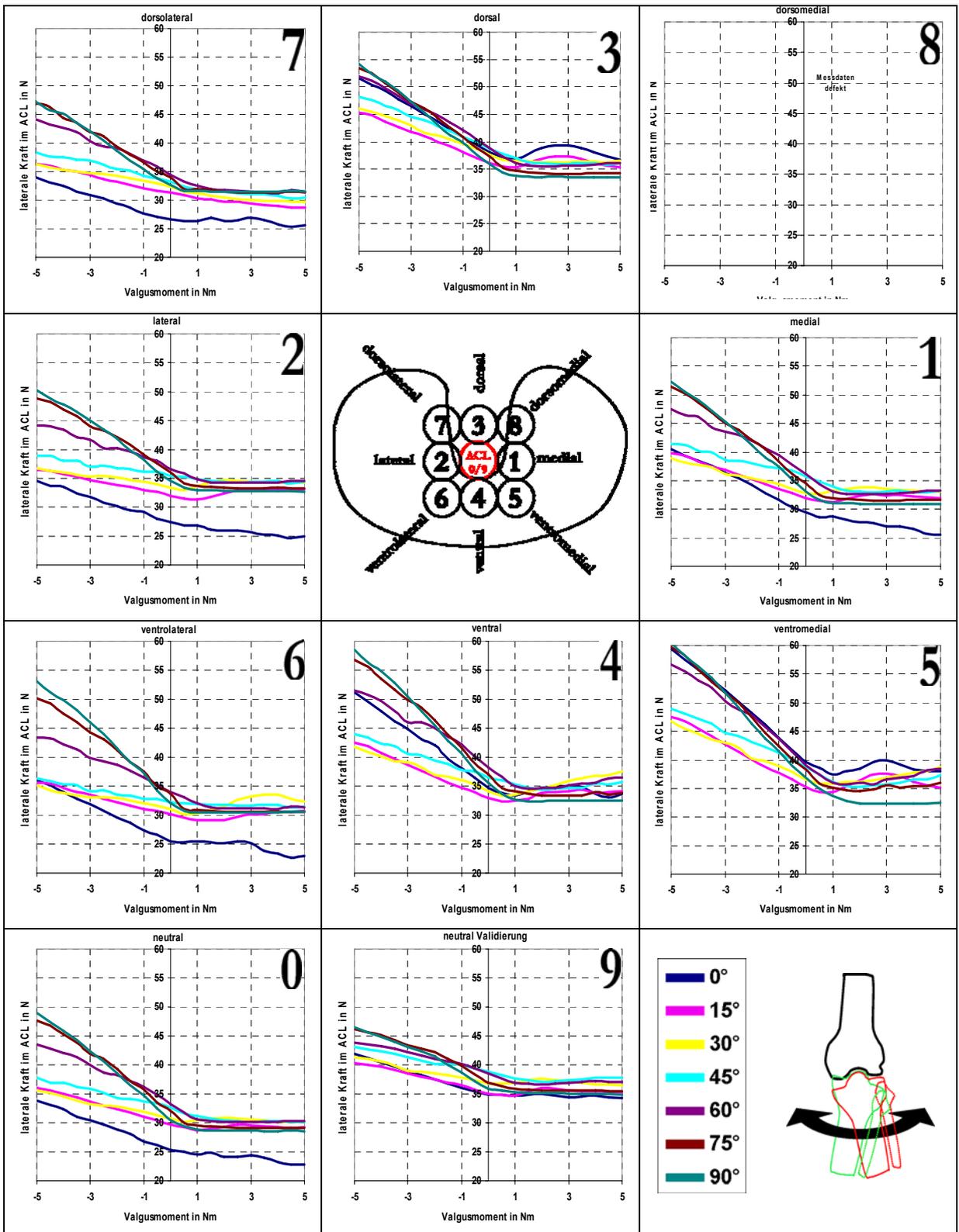


Abbildung 53: Einfluß der ACL Positionierung auf die medial - laterale Kraft im ACL bei einer Varus – Valgusbelastung von maximal 5 Nm.

Proximal – distale Kraft im ACL

In allen Kreuzbandpositionen wurde bereits ohne Belastung eine Kraft in distaler Richtung gemessen (Kreuzband anspannende Kraft) (Abbildung 54). Das Maximum wurde hier in den ventralen Positionen (4, 5, 6) mit 60 N in einer Flexion von 75 und 90° gefunden. Das Minimum wurde in den dorsolateralen Positionen (7) gemessen. Die Kraft betrug hier 34 N in 0°.

Wurde die Tibia mit einem Valgusmoment belastet, veränderte sich die distale Kraft um maximal 8 N. Dies war in einer Flexion von 15° und allen Kreuzbandpositionen der Fall. In den übrigen Gelenkstellungen bis auf 0° änderte sich die Kraft zum Ausgangswert nur minimal. In 0° führte ein Valgusmoment bis zu einer Belastung von 2 Nm zu einer Abnahme der Kraft um etwa 20 N in den ventralen Positionen (4) und um minimal 7 N in der dorsalen Position (3). Die Abstände zwischen den gemessenen Kräften waren im Flexionsbereich von 15 bis 90° gering, während der Abstand zur Messung in 0° besonders in den ventralen Positionen (4, 5, 6) sehr deutlich mit bis zu 30 N war (ventrolateral, Position 6).

Eine Varusbelastung führte zu einer Verringerung der distalen Kraft im ACL. Die maximalen Werte wurden in 90° gemessen. Dies war in allen Kreuzbandpositionen der Fall. Der größte Wert mit knapp 60 N wurde in der lateralen (2) und allen ventralen Positionen (4, 5, 6) gefunden. Die kleinste distale Kraft im ACL wurde in der dorsolateralen Position (7) in 0° mit 26 N erreicht. In der ventralen (4) und der ventromedialen (5) Position wurde die geringste Kraft in 30° Flexion gefunden, während die Kraft in 0° ca. 10 N größer war.

Zwischen den neutralen Positionen (0, 9) zeigten sich wie bereits in allen anderen Messungen deutliche Unterschiede. In der Kontrollmessung in neutraler Position (9) waren alle Kräfte zwischen 15 und 90° ca. 15 bis 20 N größer. In 0° Gelenkstellung war die Kraft sogar um 30 N höher.

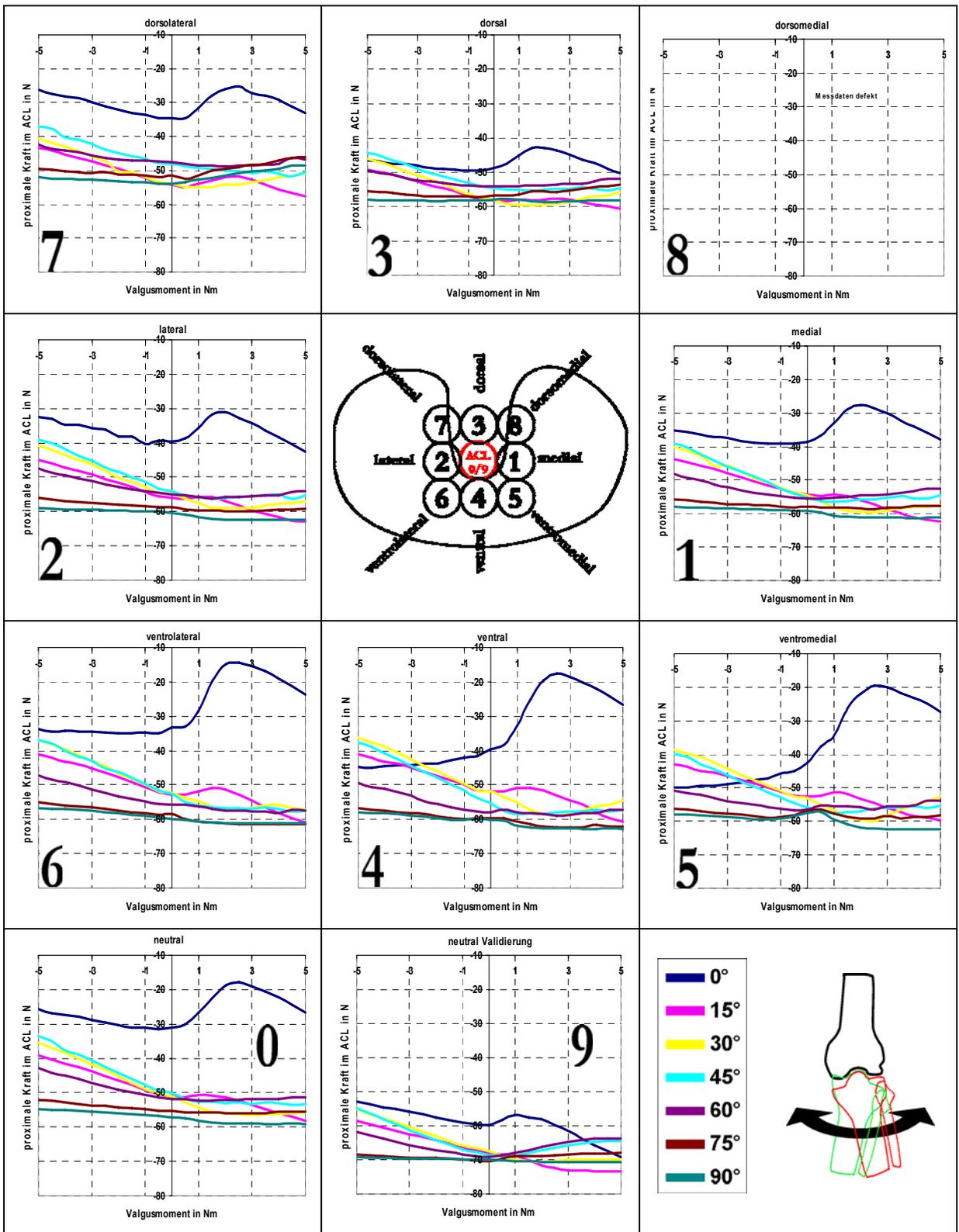


Abbildung 54: Einfluß der ACL Positionierung auf die proximal – distale Kraft im ACL bei einer Varus – Valgusbelastung mit maximal 5 Nm.

Gesamtkraft im ACL

Bei einer Valgusbelastung blieb die Gesamtkraft im ACL in den verschiedenen ACL – Positionen weitgehend konstant (Abbildung 55). Die maximalen Kraftunterschiede zwischen 15 und 90° Gelenkstellung betragen bei allen Messungen unter 10 N. Die Gesamtkräfte lagen zwischen 60 und 70 N. In 0° kam es bei einer Valgusbelastung bis 2 Nm zu einer deutlichen Abnahme der Gesamtkraft um ca. 20 N in den ventralen (4) und 10 N in den dorsalen Positionen (3, 7, 8). Eine weitere Belastung bis 5 Nm verursachte eine geringe Zunahme der Kraft um ca. 5 N. Die Differenz zwischen 0° und den anderen Flexionswinkeln war in den ventralen Positionen (4, 5, 6) groß mit 30 bis 35 N. Die geringste Differenz fand sich in der dorsalen Position (3) mit weniger als 10 N.

In Gelenkstellungen zwischen 60 und 90° bewirkte eine Varusbelastung eine geringe Kraftzunahme auf Werte zwischen 70 und 80 N. Die größeren Werte wurden in den ventralen Positionen (4, 5, 6) gemessen. In der dorsalen Position (3) wurde ebenfalls eine Kraftzunahme um 10 N gemessen, während in den übrigen Positionen keine Kraftzunahme durch eine höhere Belastung festgestellt werden konnte.

In der Messung neutral Validierung (9) ergaben sich deutlich größere Kräfte im Vergleich zur ersten Messung in neutraler Position (0). Die Unterschiede zwischen den Flexionswinkeln waren geringer in dieser Validierungsmessung.

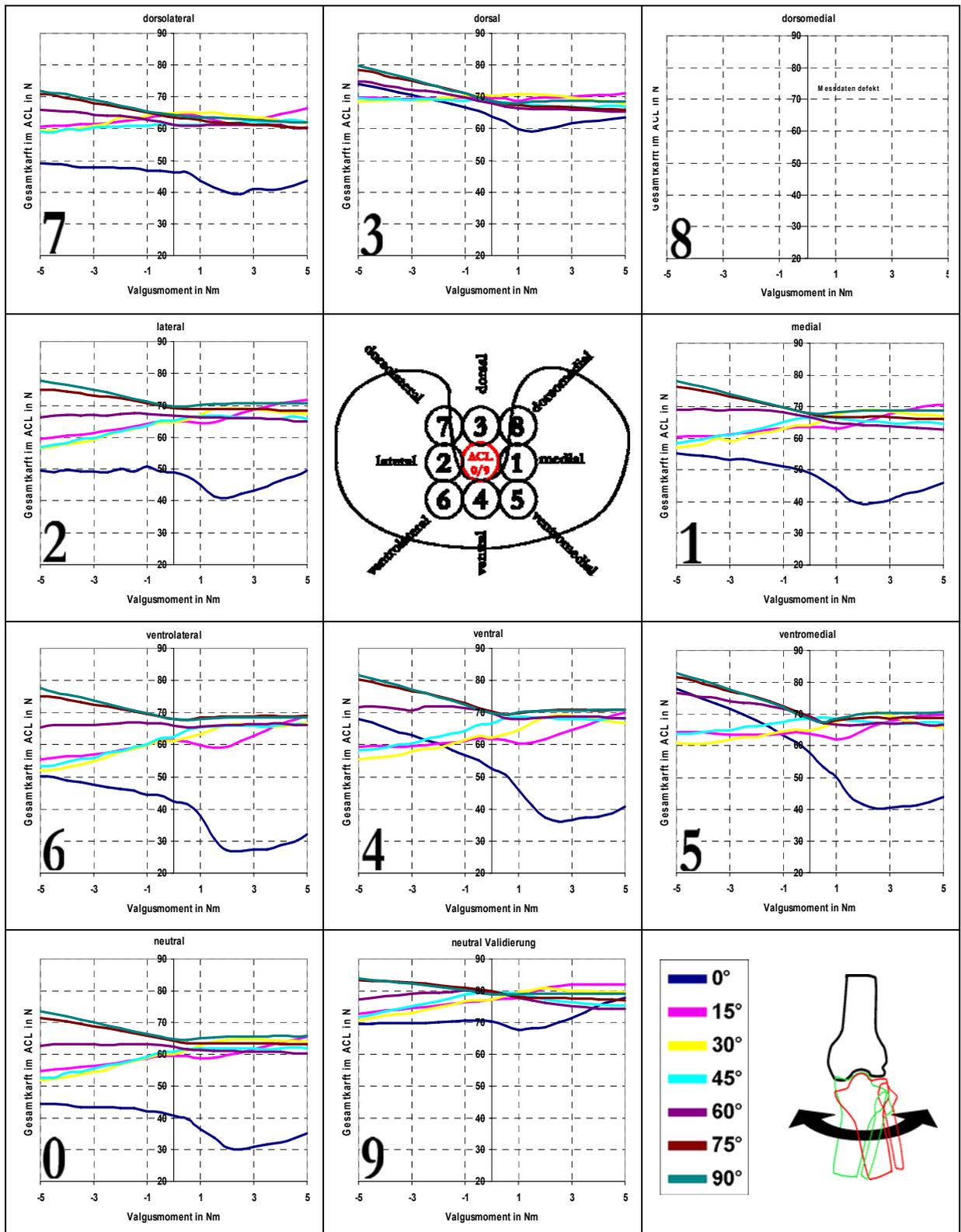


Abbildung 55: Einfluß der ACL Positionierung auf die Gesamtkraft im ACL bei einer Varus – Valgusbelastung von maximal 5 Nm.

7. Diskussion

Die Abbildung 56 zeigt die Struktur der Diskussion. Zunächst wird die systematische Optimierung unseres Versuchsaufbaus und der Einfluß verschiedener technischer und präparatspezifischer Faktoren diskutiert. Am Ende dieses Kapitels wird exemplarisch an drei Belastungssituationen die Problematik der Vergleichbarkeit von Studien dargestellt. Im zweiten Teil wird auf die Methodik zur Kraftmessung eingegangen und am Beispiel von zwei Belastungssituationen ein Literaturvergleich vorgenommen. Dabei ist nach unseren Kenntnissen der Ansatz einer transversalen Positionierung des knöchernen tibialen Kreuzbandansatzes nicht realisiert worden. Entsprechend liegen uns keine Vergleichsdaten vor. Der letzte Teil der Diskussion soll einen Ausblick geben und sich mit Konsequenzen für zukünftige Untersuchungen beschäftigen.

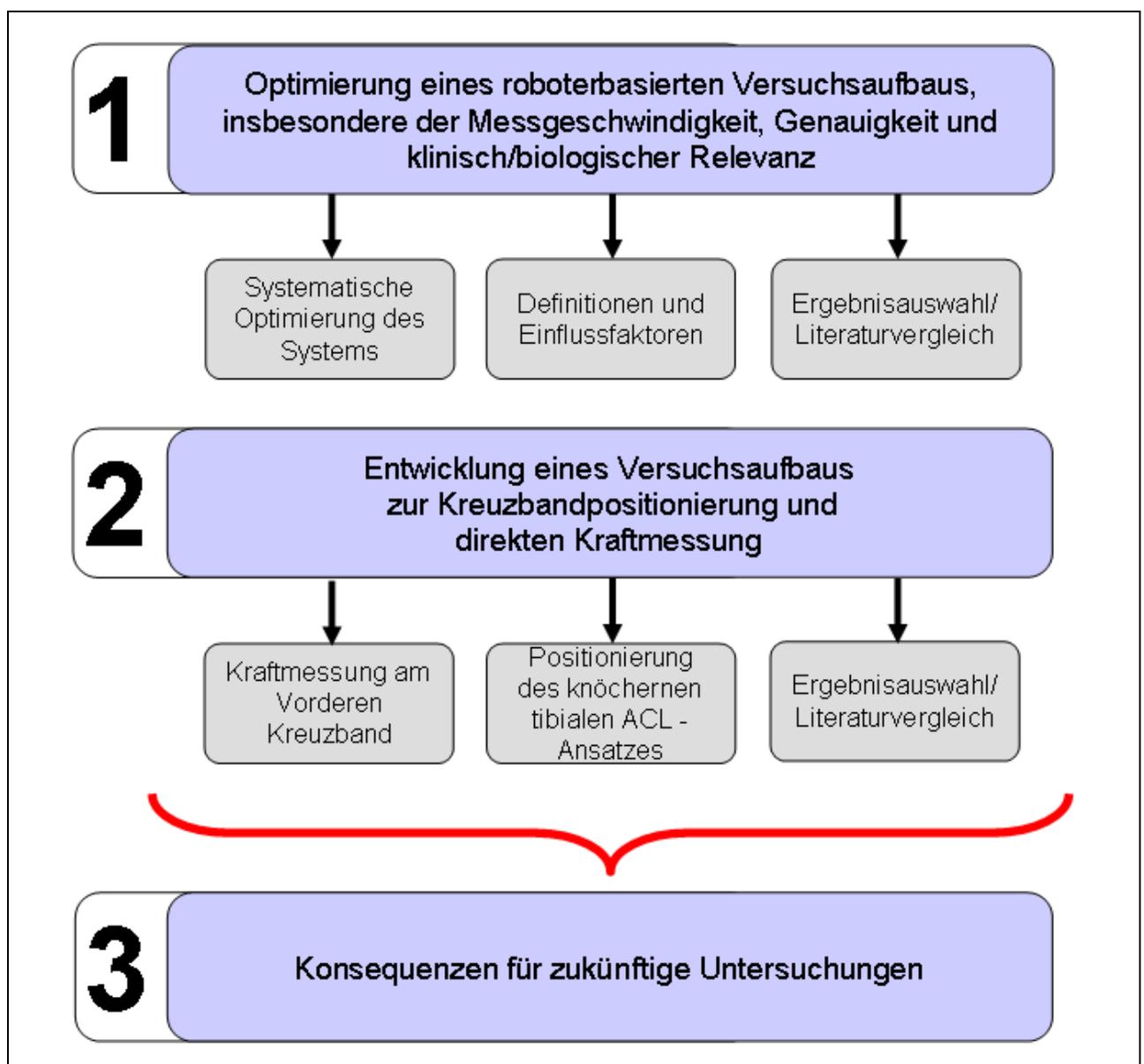


Abbildung 56: Schematische Darstellung der Diskussionsgliederung.

7.1. Optimierung des roboterbasierten Meßsystem

7.1.1. Systematische Optimierung des Meßsystems

Die mittel- und langfristigen Auswirkungen von Verletzungen und ihren Therapien auf das Kniegelenk sind selbst heute, in vielen Fällen, noch nicht präzifizierbar. Hierzu ist ein exakteres Wissen über die physiologische Kinematik des Gelenks, unter Berücksichtigung von patientenspezifischen Parametern notwendig. Zweitens müssen die Effekte auf die Kinematik durch eine Therapie genau analysierbar sein. Die Notwendigkeit einer möglichst exakten Analyse der kinematischen Veränderungen im Kniegelenk durch den ACL – Ersatz wird durch die Studie von [Pinczewski 2002] unterstützt. In ihrer Arbeit konnten die Autoren fünf Jahre nach ACL – Ersatz nicht nur einen Unterschied in der Beweglichkeit des Kniegelenks zeigen, sondern auch ein erhöhtes Risiko für die Entwicklung einer Osteoarthritis bei Patienten mit Patellarsehnentransplantat, gegenüber solchen mit Hamstring – Transplantat. Ein Vergleich mit konservativ behandelten ACL – Rupturen erfolgte nicht. Die Ursachen für die veränderte Kinematik und die beginnende Osteoarthritis dürften zum einen in operativen Unterschieden liegen, zum anderen in den verschiedenen biomechanischen Eigenschaften der Transplantate. Die Veränderungen im Knie nach ACL – Ersatz kann man annähernd mit einer geringgradigen Umjustierung der Achsspur an einem Auto vergleichen. Hier kommt es – trotz geringstem Misalignment – zu einem vorzeitigen Verschleiß der Reifen. Erst eine exakte Überprüfung möglicher Ursachen führt zur Lösung des Problems. Diese optimale, parameterweise Untersuchung ist in der Biomechanik für das Kniegelenk bisher nicht möglich. Die Ursachen sind vielfältig und bedürfen zunächst einer genauen Analyse.

Verbesserung der Steuergeschwindigkeit

Voraussetzung für eine exakte Analyse ist die Genauigkeit. Voraussetzung für eine möglichst umfangreiche Analyse ohne Eigenschaftsveränderung der Präparate ist die Geschwindigkeit eines Meßsystems. Bei einer geringen Steuergeschwindigkeit kommt es, auf Grund einer verlängerten Meßdauer, zu ausgeprägten Veränderungen im Präparat. Dies führt zu einer Verfälschung der Meßergebnisse.

In den Publikationen der Arbeitsgruppen in Pittsburgh, Münster und Boston, welche mit roboterbasierten Meßsystemen arbeiten (vgl. Tabelle 1), wurden keine exakten Angaben zum technischen Teil des Versuchsaufbaus, insbesondere der Robotersteuerung, gemacht. Aus den publizierten Angaben zum System in Pittsburgh [Fujie 1993] und persönlichen Gesprächen mit einem Wissenschaftler, der im Labor in Pittsburgh mit dieser Technologie Versuche durchgeführt hat (vgl. Kapitel 1), wissen wir, daß das dortige System sehr langsam arbeitete. Es wurde die Originalsteuerung des Roboters verwendet, ohne diese weiter anzupassen. Die Frequenz lag bei etwa 67 Hz je Freiheitsgrad. Eine Untersuchung vieler Meßpunkte mit kleinen Inkrementen war hiermit weder für die

verschiedenen Gelenkstellungen, noch für die eingeleiteten Kräfte möglich. Bei diesen technischen Voraussetzungen kommt es entweder zu einer ausgeprägten Autolyse am Präparat oder es muß die Zahl der Untersuchungen an einem Präparat reduziert werden. Somit ist die Analyse eines Gelenks entweder verfälscht oder unvollständig. Eine „vollständige Analyse“ (s.u.) eines Präparats würde mit dieser Steuerung etwa zwei Tage dauern. Hierin enthalten wären fünf Flexionsstellungen (z.B. 0, 30, 60, 90, 120°) mit drei Kräften oder Momenten (z.B. anterior – posterior, Varus – Valgus und Innenrotation – Außenrotation) mit 2 N, bzw. 0,2 Nm Kraftschritten. Die Meßdauer von zwei Tagen wurde bei den Vorversuchen unter Verwendung der tierischen Präparate und der Originalsteuerung erreicht. Mit der jeweils erforderlichen Präparation und Einbettung in die Halterung verlängerte sich diese Zeit um einen weiteren ½ Tag. In dieser Zeit kommt es bei Raumtemperatur – die bei allen Messungen vorlag – zu ausgeprägten autolytischen Veränderung am Präparat. Diese bedingen eine Veränderung der viskoelastischen Eigenschaften der Kapsel – Bandstrukturen und damit der gesamten Biomechanik des Kniegelenks. Auch in weiteren Literaturquellen anderer Gruppen konnten wir keine Angaben über die Meßdauer finden (Tabelle 10).

In Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik der Technischen Universität München wurde hier eine deutliche Verbesserung erreicht. Die Steuerrate in unserem System lag nach der systematischen Optimierung bei 4000 Hz je Freiheitsgrad und war damit fast 60-mal schneller. Die Meßdauer konnte um ca. 75 % reduziert werden. Diese Weiterentwicklung ermöglichte zudem eine stark verbesserte Genauigkeit. Dies wird durch eine Erhöhung der Inkrementenzahl für die Flexion und die Feinabstufung der aufgewendeten Kräfte und Momente erreicht. Nach der Optimierung konnte eine Untersuchung von drei Lastsimulationen (s.o.) und zusätzlich eine Messung nach Präparation des Vorderen Kreuzbands problemlos an einem Tag durchgeführt werden.

Einführung einer Sicherheitskupplung

Die Steigerung der Steuergeschwindigkeit verbessert nicht nur die Genauigkeit des Meßsystems, sondern erhöht auch den Schutz für Roboter und Präparat. Zu schnelle oder zu große Belastungen des Präparats werden sofort gestoppt, während bei einer langsamen Robotersteuerung die Unterbrechung der Roboterbewegung zu spät erfolgen kann. In diesem Fall kann es zu Schäden an Präparat und/oder Roboter kommen. Unterstützt wurde dieser Gewinn an Sicherheit durch die Einführung einer pneumatischen Sicherheitskupplung zwischen Roboter und Präparat.

Wir wissen, daß es bei den Messungen in Pittsburgh regelmäßig zur Zerstörung der Präparate kam, da keine ausreichend schnelle und empfindliche Steuerung vorhanden war. Ein Überlastungsschutz, wie von uns verwendet, wurde bisher nicht verwendet. In diesen beiden Punkten konnten wir den Meßaufbau deutlich verbessern. Während der eigenen Messungen kam es zu keinen nachweisbaren Schäden, sowohl am Roboter, als auch den Präparaten.

Optimierung der Steuerungsstrategie

Der Schutz für Roboter und Präparat wird – neben Steuergeschwindigkeit und Überlastungsschutz – wesentlich durch die Regelung der Steuerung gewährleistet. Diese ist gleichzeitig der entscheidende Parameter für die Genauigkeit des Robotersystems bei der Simulation physiologischer Gelenkbewegungen.

Bei einer positionskontrollierten Steuerung wird eine Position definiert und diese vom Roboter angefahren. Die maximalen Bewegungen entsprechen empirischen Werten. Wird eine Endposition ohne Zerstörung des Präparats erreicht, wird die Bewegung bis zu diesem Sollpunkt aufgezeichnet. Es folgt eine Messung der Kräfte in Abhängigkeit von der Bewegung. Bei einer kraftkontrollierten Steuerung wird eine maximale Belastung definiert und diese in mehrere Inkremente unterteilt. Diese Kraftschritte werden dann gezielt eingestellt. In diesem Fall wird die Bewegung in Abhängigkeit von der Kraft aufgezeichnet. Dieser Fall entspricht der physiologischen Belastung eines Gelenks.

Die erheblichen Unterschiede zwischen kraft- (unconstrained) und positionskontrollierten (constrained) Messungen zeigten [Fukubayashi 1982]. In dieser Studie wurde die Tibia gegenüber dem Femur mit bis zu 200 N nach anterior und posterior belastet. Bei einer kraftkontrollierten Messung in fünf Freiheitsgraden waren die Bewegungen um 30% größer, als bei einer positionskontrollierten Messung in nur einem Freiheitsgrad. Die Unterschiede zwischen der physiologischen (fünf Freiheitsgrade) und der unphysiologischen Belastung (ein Freiheitsgrad) sind auf das fehlende Zusammenspiel von primären und sekundären Bewegungen zurückzuführen, da in beiden Fällen die gleiche Kraft verwendet wurde.

Der größte Vorteil einer kraftkontrollierten Steuerung liegt in der Möglichkeit, Bewegungen tatsächlich in fünf Freiheitsgraden messen zu können. So können alle Bewegungen im Gelenk – auch sekundäre Bewegungen – erfaßt werden. Primäre Bewegungen werden definiert als Bewegungen, die direkt aus der Richtung der eingeleiteten Kraft oder des Moments resultieren. Sekundäre Bewegungen resultieren aus der Form der knöchernen Gelenkpartner (z.B. unterschiedliche Größe der Femurkondylen) und der 3-dimensionalen Anordnung der Kapsel – Bandstrukturen, die eine Bewegung unter physiologischen Bedingungen in mehr als einem Freiheitsgrad erzwingen. [Lanz – Wachsmuth, Bein und Statik, Seite 271; Menschik 1975, Müller 1982].

In den uns bekannten Arbeiten wurde lediglich bei der Bestimmung der Ausgangspositionen (Nullkraftkurve) in fünf Freiheitsgraden kraftkontrolliert gemessen. Die Flexion war immer positionskontrolliert (Tabelle 1). Die Steuerung bei Messungen mit Gelenkbelastung war in diesen Arbeiten eine Mischung aus Positionskontrolle und Kraftkontrolle. Zunächst wurde eine Endposition für die Messungen definiert (positionskontrolliert). Diese wurde vom Meßsystem eingestellt und die benötigten Kräfte gemessen. Anschließend wurde diese Kraft unterteilt und die Bewegung in Abhängigkeit von der Kraft aufgezeichnet (kraftkontrolliert). Es handelt sich somit um eine kraftkontrollierte Steuerung mit unterlegter Positionskontrolle. Von einer echten kraftkontrollierten

Steuerung kann nicht gesprochen werden. In allen Arbeiten der Gruppen in Pittsburgh, Münster und Boston wurde auf die Möglichkeit der Messung in fünf Freiheitsgraden hingewiesen, Ergebnisse für alle Freiheitsgrade fehlen jedoch. Die maximale Zahl an kraftkontrolliert untersuchten Freiheitsgraden lag bei vier (vgl. Tabelle 1). Dies ist für eine exakte Analyse eines Gelenks, das physiologisch in sechs Freiheitsgraden beweglich ist, nicht ausreichend. Auch Konsequenzen für die Therapie von Verletzungen lassen sich nur bedingt ziehen.

Belastbarkeit des Systems

Die Steifigkeit des Versuchsaufbaus und die Reproduzierbarkeit der Messungen sind wesentliche Voraussetzungen für eine exakte Analyse biomechanischer Gelenkeigenschaften. Kommt es während einer Messung zu einer Verwindung des Aktuators oder der Halterung, können die Ergebnisse in erheblichem Maße verfälscht werden. Da die meisten Bewegungen im Bereich weniger Millimeter oder Grad liegen, ist die Konsequenz gravierend. Das Gleiche gilt für die Reproduzierbarkeit der Messungen.

Die Reproduzierbarkeit für Bewegungen des von uns verwendeten Roboters lag bei 0,01 mm [Stäubli 2001] und war somit ausreichend für unsere Messungen. Die Steifigkeit unseres Basissystems wurde mit Hilfe eines „steifen Kniegelenks“ in Form eines Aluminiumrohrs mit einem Außendurchmesser von 70 mm und einer Wandstärke von 5 mm bestimmt. Die Werte lagen bei 116 kN/m unter einer transversalen Belastung. Die Rotationssteifigkeit lag bei 22 Nm/° [Frey 2004, Frey 2005]. Zusätzlich wurde die Steifigkeit der Verbindung zwischen Roboter und Präparat in einer Computersimulation bestimmt (vgl. Abbildung 13). In beiden Untersuchungen konnte eine, für die von uns gewählten Kräfte und Momente, ausreichende Festigkeit des Systems nachgewiesen werden. Ein Vergleich der Steifigkeit des gesamten Versuchsaufbaus konnte nicht erfolgen, da uns keine publizierten Daten bekannt waren. Die Reproduzierbarkeit war mit den anderen roboterbasierten Meßsystemen in Pittsburgh, Münster und Boston vergleichbar. Bei Studien, die Universalprüfmaschinen oder eigene Konstruktionen verwendet haben, fehlen Angaben (Anhang T1).

Eine technische Einschränkung eines roboterbasierten Meßaufbaus stellt die relativ geringe Belastbarkeit der gesamten Prüfeinrichtung dar. Höhere Gelenkbelastungen, wie z.B. eine axiale Belastung im Sinne der Einbeinstandsimulation, sind unserem Wissen nach derzeit nur mit Universalprüfmaschinen oder ähnlichen Versuchsaufbauten zu erreichen [Kochan 1984, Markolf 1976, 1981, 1990; Torzilli 1994]. Um eine Belastung mit dem Körpergewicht zu simulieren, müßte bei einem Gewicht von 100 kg eine axiale Kraft von ca. 1000 N aufgebracht werden. Zusätzlich muß das Gelenk in mindestens einem weiteren Freiheitsgrad belastet werden. In unserem Aufbau lag die maximale Belastbarkeit für Translationen bei 120 N und für Rotationen bei 10 Nm.

Sollen zukünftig Untersuchungen im Rahmen einer Standsimulation durchgeführt werden, müßten größer dimensionierte Roboter und stärkere Kraftsensoren verwendet werden. Dadurch treten zwei

Probleme auf. Erstens ist eine Optimierung der Geschwindigkeit durch die Trägheit eines größeren und damit schwereren Roboterarms nicht annähernd so weit möglich wie bei kleineren Robotern. Zweitens ist die Sicherheit bei großen Robotersystemen praktisch nicht mehr zu gewährleisten. Der von uns verwendete Roboter hat bereits im ersten und stärksten Gelenk ein maximales Drehmoment von 900 Nm. Weiter wäre für eine physiologische Standsimulation eine Muskelaktion notwendig, die in einem solchen System nur statisch und damit unphysiologisch zu simulieren wäre. Entscheidend aus unserer Sicht ist jedoch, daß bereits im niedrigen Kraft-/Momentbereich – wie in dieser Arbeit untersucht – große Effekte zu sehen sind. Dies konnte am Beispiel einer ACL – Ruptur gezeigt werden (Kapitel 6.2.1.). Hier waren bereits bei einer anterioren Belastung von 20 N deutliche Unterschiede zum gesunden Präparat zu erkennen. Wir sind daher der Meinung, daß Standsimulationen nur wenig neue Informationen zum Verständnis der Biomechanik des Kniegelenks beitragen.

Zusammenfassung

In Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik der TU München konnte ein optimiertes, roboterbasiertes Analysesystem zur Bestimmung biomechanischer Gelenkeigenschaften entwickelt werden. Im Vergleich zu etablierten Systemen wurde die Steuergeschwindigkeit um das 60fache, von 67 auf 4000 Hz je Freiheitsgrad erhöht. Dies ist die erste technische Voraussetzung für schnelle und gleichzeitig detaillierte und exakte Messungen an anatomischen Präparaten.

Zum zweiten konnte erstmals eine rein kraftkontrollierte Steuerung des Roboters verwendet werden. Durch diese Steuerung kann, im Gegensatz zu positionskontrollierten Verfahren, ein Gelenk in fünf Freiheitsgraden (Flexion ist immer positionskontrolliert) untersucht werden. Durch die Optimierung der Regelgeschwindigkeit und der Steuerung wurde zudem die Sicherheit für Roboter und Präparat erhöht. Dies wurde durch die Verwendung einer pneumatischen Sicherheitskupplung unterstützt. Schäden an Präparat und Roboter konnten während der Messungen vollständig verhindert werden.

Unser System ist im Vergleich zu anderen Versuchssystemen, wie Universalprüfmaschinen, geringer belastbar. Die maximalen Kräfte/Momente lagen bei 120 N und 10 Nm. Dies ist für eine Standsimulation nicht ausreichend. Wir sind der Meinung, daß in dem für uns möglichen Kraftbereich geringste Veränderungen der Kinematik zu einem vorzeitigen Gelenkverschleiß führen können – bei millionenfacher Belastung im Alltag – und zunächst im Zentrum des Interesses stehen sollten.

7.1.2. Einflußfaktoren bei biomechanischen Analysen

Bei der Untersuchung biomechanischer Gelenkeigenschaften gibt es eine Vielzahl relevanter Parameter (Kapitel 4.5.). Hierzu gehören das Alter der Präparate, das Geschlecht, die Rasse, die Körpergröße, viskoelastische Effekte und setupbedingte Einflüsse. Eine wesentliche Rolle spielt auch die Definition der Kraftpunkte, über die eine Kraft auf das Gelenk wirkt und insbesondere die Festlegung der Koordinatensysteme und Neutralpositionen im Gelenk.

Koordinatensysteme und Referenzpunkte

Die Koordinatensysteme und Definitionen der Neutralpositionen bilden die unbedingte Grundlage für eine exakte kinematische Analyse von tatsächlichen primären und sekundären Bewegungen.

Die sekundären Bewegungen hängen stark von der Wahl der Koordinatensysteme ab. Dies zeigten [Piazza 2000] in ihrer Arbeit. Sie konnten selbst an Scharniergelenken, die nur in einem Freiheitsgrad beweglich waren, eine Schlußrotation (Außenrotation bei Extensionsbewegung, vgl. Kapitel 4.2.) zeigen. Diese hing lediglich von der Wahl der Flexionsachse ab.

Ein Literaturvergleich ist praktisch nicht möglich, da in den wenigsten Arbeiten Angaben zur Definition der Koordinatensysteme gemacht wurden (Tabelle 10). Die Arbeitsgruppe in Pittsburgh verwendete die Empfehlungen der ISB von [Wu 1995]. Problematisch an dieser Einteilung ist, daß sie sich auf anatomische Landmarken und knöchernen Achsen bezieht ("origin of the tibia", "geometric center of the curvature of the articular surface in medial – lateral view"), die nicht exakt geometrisch definierbar sind, bzw. in den Messungen der Arbeitsgruppe aus unserer Sicht nicht bestimmt werden konnten. Beispielsweise in den Arbeiten von [Fujie 1995] und [Livesay 1997] wurden Femur und Tibia – 12 cm vom Gelenkspalt gemessen – durchtrennt. Eine Achsbestimmung an Femur und Tibia ist dadurch unmöglich. In den eigenen Messungen lag der Ursprung des Unterschenkelkoordinatensystems in der Mitte der Transepikondylarlinie (Verbindung zwischen den beiden Epikondylen). Durch diesen Punkt wurde die z – Achse gelegt. Sie verlief in der tibialen, anatomischen Längsachse. Die x – Achse lag in der Ebene aus Transepikondylarlinie und z – Achse und war so orientiert, daß eine Flexion durch eine positive Rotation beschrieben wurde. Die y – Achse lag senkrecht zu diesen beiden Achsen im Ausgangspunkt auf der Transepikondylarlinie. Das femorale Koordinatensystem und das tibiale waren in 0° Gelenkstellung, welche mit Hilfe eines Goniometers eingestellt wurde, identisch. In den eigenen Messungen war der Einfluß einer Fehlbestimmung deutlich. Dies zeigte sich bei den sekundären Bewegungen im Rahmen der Bestimmung der Nullkraftkurven. Nachdem dieses Problem in den eigenen Messungen offensichtlich war, wurde bei den Präparaten 3 und 4 eine Achsbestimmung mittels einer 3D – Rekonstruktion eines Dünnschicht – CTs durchgeführt. In dieser Rekonstruktion konnten die Epikondylen und daraus resultierenden Achsen exakt festgelegt werden. Diese räumlichen Koordinaten wurden mit der Stellung des Roboters gematched. Die Vergleichbarkeit der Nullkraftkurve konnte dadurch deutlich erhöht werden. Bei

Messungen mit einer Lasteinleitung auf die Tibia wurden Bewegungen zu dieser Nullkraftkurve bestimmt. Die Folgen einer Fehlbestimmung des Koordinatensystems waren bei einer Lastsimulation nicht relevant, da Bewegungen nur von dieser Ausgangsposition aus gemessen wurden. Der Fehler aus der Nullkraftbestimmung wurde hier nicht mehr mitgemessen.

Der Einfluß der Wahl des Koordinatensystems ist in Abbildung 57 exemplarisch für einige Situationen dargestellt.

Die anteriore Translation bei Flexion ergibt sich durch die relative Verschiebung der Tibia gegenüber dem Femur (Abbildung 57 oben). Das Drehzentrum am Femur verschiebt sich nach dorsal, oder umgekehrt kommt es zu einer anterioren Verschiebung der Tibia. Dies ist durch die Kombination aus Rollen und Gleiten bei der Flexion erklärbar.

In der sagittalen Ebene hat das gewählte Koordinatensystem zusätzlich eine Auswirkung auf die sekundäre proximal – distale Translation. Dies ist in Abbildung 57 unten links dargestellt. Werden der femorale und tibiale Referenzpunkt dorsal des Drehzentrums gewählt, kommt es zu einer sekundären, proximalen Translation der Tibia gegenüber dem Femur. Werden die Punkte ventral gewählt, kommt es zu einer Distalisierung. In der Abbildung 57 unten rechts ist der Einfluß der Referenzpunktwahl in transversalen Ebene dargestellt. Bei einer dorsalen Wahl der Referenzpunkte resultiert bei einer Außenrotation (z.B. Schlußrotation) zusätzlich eine ventrale und mediale Verschiebung. Umgekehrt verhält es sich bei einer anterioren Punktwahl. Hier kommt es je nach Lage des Referenzpunktes in unterschiedlichem Ausmaß zu einer zusätzlichen dorsalen und lateralen Translation des Referenzpunktes.

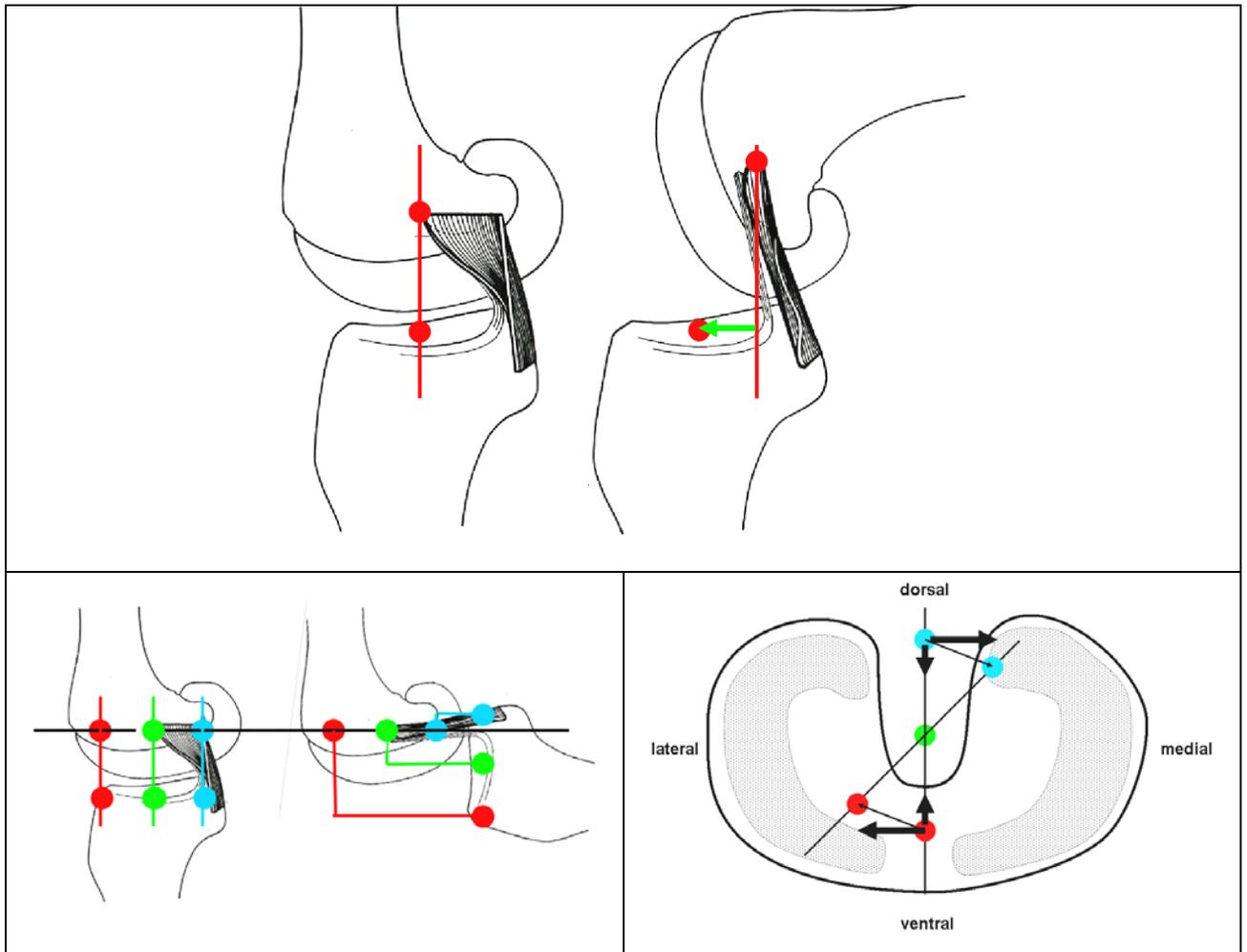


Abbildung 57: Oben: Relative anteriore Verschiebung (grüner Pfeil) der Tibia in sagittaler Ansicht gegenüber dem Femur bei Flexion; modifiziert aus [Girgis 1975]. Die Position des Femur gegenüber der Tibia ist bewußt dorsal dargestellt, um die Verschiebung hervorzuheben. Unten links: Abhängigkeit der proximal – distalen Translation von der Wahl der Bezugspunkte in der sagittalen Ansicht. Unten rechts: Darstellung der Abhängigkeit der medial – lateralen und anterior – posterioren Translation von der Wahl der Referenzpunkte bei einer Rotation (Ansicht auf das Tibiaplateau von kranial).

An Hand der beschriebenen Veränderungen in Abhängigkeit von gewählten Koordinatensystemen und Referenzpunkten wird ein entscheidendes Problem deutlich: eine reproduzierbare und definitive Bestimmung der Bewegungsachsen ist für eine Vergleichbarkeit von Studien essentiell. Diese Bestimmung oder Festlegung wird noch durch die Tatsache erschwert, daß es keine allgemeingültigen Achsen im Kniegelenk gibt, sondern eine Veränderung der Achsen in Abhängigkeit von der Gelenkstellung auftritt. Bisher wurden, wie in der Empfehlung der ISB [Wu 1995], Koordinatensysteme an Hand von knöchernen Marken definiert. Dieses Koordinatensystem und die daraus resultierenden Bewegungsachsen sind nur in der Gelenkstellung, in der sie definiert wurden, absolut richtig. Bei einer Veränderung der Gelenkstellung verändern sich diese Achsen, das Koordinatensystem bleibt jedoch unverändert. Eine Vereinfachung kann durch die Bildung sog. Axoide erreicht werden. Z. b. können die Bewegungsachsen für die Flexion in einem Bewegungsbereich zwischen 30 und 60° zu einem

Körper zusammengefaßt werden. Es resultiert ein Axoid. Dieses kann zu einer Kompromissdrehachse reduziert werden. Dies erfordert jedoch, um eine Vergleichbarkeit zu erreichen, eine genaue Angabe zur Bestimmung der einzelnen Achsen und der Gelenkstellung. Die Bestimmung der tatsächlichen Bewegungsachsen wird genauer, je kleiner die zusammengefaßten Schritte gewählt werden. Ideal wäre eine Bestimmung für jede Gelenkstellung, die technisch jedoch nur schwierig zu verwirklichen wäre. Exakte Angaben zu diesem Problemfeld finden sich jedoch nach unserem Kenntnisstand bisher in der Literatur nicht.

Um primäre und sekundäre Bewegungen bestimmen zu können, müssen in jeder Gelenkstellung die variierenden Bewegungsachsen exakt und reproduzierbar bestimmt sein. Dies ist mit einem erhöhten technischen Aufwand, wie z. B. einer Bestimmung in einer 3D Rekonstruktion eines CT – Datensatzes möglich, wie bei den Messungen der Präparate 3 und 4 gezeigt wurde. Dies wäre eine Möglichkeit, die sekundären Bewegungen an verschiedenen Präparaten absolut, vergleichbar und reproduzierbar zu bestimmen.

Tabelle 10: Literaturübersicht Definition Koordinatensysteme.

Autor	Koordinatensysteme
Eager 2001	keine Angabe
Fujie 1993	1. Weltkoordinatensystem im Roboterfundament 2. im Kraftsensor Die weiteren Koordinatensysteme in Tibia und Femur wurden nach der Empfehlung der ISB verwendet Definition der Längsachsen und darauf aufbauend unter Verwendung von knöchernen Landmarken ("origin of the tibia", "geometric center of the curvature of the articular surface in M-L view")
Fujie 1995	keine Angabe
Fukubayashi 1982	keine Angabe
Gollehon 1987	keine Angabe
Grood 1988	keine Angabe
Harner 1998	keine Angabe
Kanamori 2000a	keine Angabe, nur Schemazeichnung
Kanamori 2000b	keine Angabe
Levy 1989	keine Angabe
Li 2004	keine Angabe
Livesay 1997	tibial: Längsachse der Tibia, medial – lateral senkrecht zur Längsachse und parallel zur x – Achse des UFS und geschätzt vom Orthopäden anteriore Achse: senkrecht zu den beiden beschriebenen Achsen. Der Nullpunkt lag in der Mitte zwischen den beiden Ursprüngen der Seitenbänder am Femur in Extension, welche jedoch nicht genau definiert beschrieben ist. Femorales System identisch mit dem Tibialen in 0°. Zusammenhang der Koordinatensysteme nach ISB 1995
Markolf 1976	keine Angabe (keine sekundären Bewegungen gemessen)
Markolf 1984	keine Angabe (keine sekundären Bewegungen gemessen)
Markolf 1990	nur Angaben zum Koordinatensystem der Kreuzbandkraft mit Korrektur zwischen den verschiedenen Präparaten
Markolf 1993a, b	keine Angabe
Piazza 2000	Testung verschiedener Koordinatensysteme
Rudy 1996	keine Angabe
Rudy 2000	keine Angabe
Sakane 1997	tibiales Koordinatensystem: distale Achse parallel zur Tibialängsachse (knöcherne Achse, "i.e. medial edge of the tibial tubercle"), anteriore Achse steht senkrecht auf die mediale (keine genauere Angabe) und die longitudinale Achse. Der Nullpunkt des Koordinatensystems lag im Zentrum des Tibiplateaus. Femorales System identisch mit dem tibialen in 0°, wobei 0° nicht definiert wurden Verbindung der Koordinatensysteme nach ISB 1995
Sakane 1999	keine direkte Angabe, nur Literaturverweis
Shapiro 1991	keine Angabe
Vogrin 2000	keine Angabe
Xerogeanes 1995	keine Angaben

Definition der Neutralposition

Ein weiteres Problem sind die Ausgangsstellungen für die Messungen, die sog. Neutralpositionen (Kapitel 4.5.2.). Es gibt keine einheitliche Definition für diese Ausgangsstellungen. In den meisten Arbeiten wurde eine Extensionsstellung des Gelenks als Basis gewählt. Diese wurde mit einem Hyperextensionsmoment, also einer Überstreckung des Gelenks, erreicht. Arbeitsgruppen die Robotertechnik verwendeten, definierten eine sog. Nullkraftkurve (Tabelle 2). Diese Nullkraftkurve stellt die Bewegung des Gelenks unter minimalster Kraft/Momenteinleitung in sechs Freiheitsgraden dar (vgl. Tabelle 1). Die Kraft/Momenteinleitung ist notwendig, um die viskoelastischen Eigenschaften der Kapsel – Bandstrukturen zu überwinden. Da die geringsten Widerstände im Kniegelenk in der sagittalen Ebene (Extension – Flexion) zu finden sind, resultiert eine Bewegung in diesem Freiheitsgrad. Bewegungen in den anderen Freiheitsgraden finden nur minimal statt. Es wurden maximale Kräfte von 5 N und Momente von 0,5 Nm verwendet [Li 2004]. Für die Bestimmung der Nullkraftkurve sind aus unserer Sicht Kräfte von 5 N zu groß gewählt. Diese Kräfte und Momente können beispielsweise zu einer anterior – posterioren Translation von bis zu 4 mm führen. Dies führt zu einer deutlichen Verfälschung der gemessenen Werte, wenn eine gesamte Translation von knapp über 10 mm gemessen wird. In der vorliegenden Arbeit wurden für die Bestimmung der Nullkraftkurve Kräfte von maximal 1 N und Momente von 0,1 Nm verwendet. Dadurch konnten Fehler bei der Bestimmung der Ausgangsposition praktisch ausgeschlossen werden.

Die Vielzahl an Ausgangspositionen schränkt die Vergleichbarkeit der publizierten Daten ein. Zu einer weiteren Einschränkung führt die oftmals ungenaue Festlegung der Ausgangsstellung (Neutralstellung). Hierzu gehören die Arbeiten von [Fujie 1995] und [Livesay 1997] mit einer femoralen und tibialen Knochenlänge von je 12 cm. In diesen Fällen können zwar Flexionsschritte von einer Position x° aus bestimmt werden, jedoch nicht die Ausgangsstellung. Eine Übersicht findet sich in Tabelle 11.

Tabelle 11: Literaturübersicht Definitionen Ausgangsposition.

Autor	Definition Ausgangsposition
Eager 2001	arbitrary resting position mit 0 N posteriorer Belastung
Fujie 1993	keine Angabe zu verwendeten Kräften oder der dargestellten Flexion von 30°
Fujie 1995	keine Angabe
Fukubayashi 1982	wenn kein tibiales Rotationsmoment gemessen wurde; für jeden Flexionswinkel bestimmt
Gollehon 1987	wenn kein tibiales Rotationsmoment gemessen wurde; für jeden Flexionswinkel bestimmt
Grood 1988	Tibia hängt frei gegenüber dem Femur, welcher die Flexion vorgibt
Harner 1998	keine Angabe
Kanamori 2000 a	full extension nicht definiert
Kanamori 2000 b	keine Angabe
Levy 1989	keine IR und AR, am Umschlagpunkt der Hysteresekurve bei AP Belastung
Li 2004	keine Angabe, wie die Stellungen definiert waren
Livesay 1997	Extension nicht genau definiert
Markolf 1976	keine genaue Definition der Flexionswinkel
Markolf 1984	keine genau Angaben zur Bestimmung der Gelenkstellung
Markolf 1990	keine Angabe
Markolf 1993a, b	Extension: 2 Nm Extensionsmoment ohne Angabe über die übrigen Freiheitsgrade
Piazza 2000	entfällt
Rudy 2000	Extension: Flexion nahe 0° mit einem Moment von weniger als 1 Nm
Sakane 1997	keine Angabe. Extension wird erwähnt, aber nicht beschrieben
Sakane 1999	Extension: Längsachse von Femur und Tibia parallel
Shapiro 1991	Extension: 2 Nm Extensionsmoment ohne Angabe über die übrigen Freiheitsgrade neutrale Rotation: Mittelwert zwischen den Extrema unter Belastung
Vogrin 2000	keine exakte Angabe
Xerogeanes 1995	Flexionsposition nicht exakt definiert, da nur 12 cm Knochen jeweils

Kraftpunkte und Krafrichtung

Kraftpunkt und Krafrichtung beeinflussen die kinematische Analyse eines Gelenks zusätzlich. Als Kraftpunkt wird die Stelle definiert, in der eine Kraft angreift, bzw. am Kniegelenk eingeleitet wird. Die Krafrichtung wird relativ zum Koordinatensystem definiert. Sie sollte parallel zu den Achsen des Koordinatensystems verlaufen und ist damit direkt abhängig von diesem. Bei den in Tabelle 11 dargestellten Arbeiten lag der Kraftpunkt immer im Bereich der Tibia, jedoch nur in den Arbeiten von [Grood 1988] und [Rudy 2000] wird eine exakte Angabe zur Lokalisation gemacht. Es wurde eine Bewegung der Tibia gegenüber dem Femur gemessen.

Die Kraftpunktwahl und die Krafrichtung haben einen Einfluß auf primäre und sekundäre Bewegungen. Wird der Kraftpunkt direkt auf einer biomechanischen Achse gewählt, so resultiert eine Translation ohne Rotation. Liegt der Punkt jedoch neben dieser Achse, entsteht ein Drehmoment, das

zu einer Rotation oder Angulation führt. Das gleiche gilt, wenn die Krafrichtung nicht parallel zum definierten Koordinatensystem ist. Die Bedeutung der Kraftpunktwahl haben [Rudy 2000] in ihrer Arbeit deutlich gemacht. Sie konnten in dieser Studie große Differenzen in der sekundären Innenrotation – Außenrotation bei einer anterioren Krafteinleitung finden. Sie definierten insgesamt vier verschiedene Punkte, von denen drei in der Abbildung 58 dargestellt sind. Die Punkte lagen in einer Linie zwischen den Bandansätzen der Seitenbänder (symmetrischer Mittelpunkt der Verbindungslinie, Mitte der lateralen und medialen Hälfte der Verbindungslinie) Für den lateralen Kraftpunkt zeigte sich eine sekundäre Innenrotation von $13\pm 10^\circ$ bei 30° Flexion. Bei dem medialen Kraftpunkt wurde bei gleicher Kraft eine sekundäre Außenrotation von $8\pm 7^\circ$ gemessen.

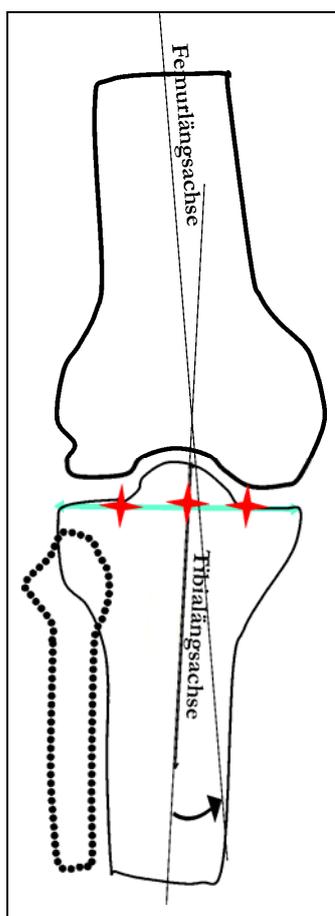


Abbildung 58: Wahl verschiedener Kraftpunkte, in denen die Kraft auf die Tibia eingeleitet wurde [modifiziert nach Rudy 2000].

Präparatspezifische Einflußfaktoren

Zu den präparatspezifischen Faktoren zählen Alter, Rasse, Geschlecht, Körpergröße und pathologische Veränderungen. Letztere wurden in allen Arbeiten aus den Tabellen 10, 11 und 12 visuell, klinisch und/oder radiologisch ausgeschlossen. Man kann jedoch davon ausgehen, daß Präparate, die im wesentlichen aus einer Altersgruppe zwischen 50 und 70 Jahren stammen, Arthrosezeichen aufweisen,

bzw. von der Kinematik nicht mehr einem 20 jährigen Patienten entsprechen, der evtl. einen Kreuzbandersatz benötigt. Das Alter und die Anzahl der verwendeten Präparate sind in Tabelle 12 dargestellt. Hier werden die Unterschiede im Alter der Präparate zwischen den Studien deutlich. Geringe Unterschiede finden sich in der Anzahl der Präparate. Diese lag zwischen 6 und 35. Eine statistische Analyse war damit nur eingeschränkt möglich.

In der Literatur finden sich selten Angaben zum Geschlecht der Präparate. Das Geschlecht spielt jedoch eine entscheidende Rolle in der Kinematik und Belastbarkeit von Präparaten. Auf diese Gegebenheit wiesen [Hsu 2006] und [Markolf 1998] hin.

Ein weiterer, bisher nicht beachteter Faktor, ist die Rasse. So wurden in der Literatur beispielsweise große Unterschiede in der räumlichen Ausrichtung des ACL zwischen verschiedenen Rassen gezeigt [Tan 1998].

Auf den Einfluß der Körpergröße, des Körpergewichts, des Alters und zwischen verschiedenen Rassen bei der Analyse biomechanischer Eigenschaften fanden wir in der Literatur keine Hinweise. Eine Aussage über diese Faktoren konnte somit bisher nicht erfolgen.

Tabelle 12: Literaturübersicht Anzahl und Alter der Präparate.

Autor	Anzahl Präparaten	Alter der Präparate
Eager 2001	7	75 (70 - 79)
Fujie 1993	1	technische Beschreibung n=1 als Beispiel
Fujie 1995	7	72 (63 - 78)
Fukubayashi 1982	9	54 - 80
Gollehon 1987	17	61 (33 - 78)
Grood 1988	15	43 (31 - 57)
Harner 1998	10	51 - 89
Kanamori 2000a	12	42 - 69
Kanamori 2000b	8	42 - 69
Levy 1989	11	50 - 78
Li 2004	18	52 - 72
Livesay 1997	8 (Schwein)	keine Angabe
Markolf 1976	35 (17Männer, 18 Frauen)	64 (53 - 78)
Markolf 1984	35 (33 Männer, 2 Frauen)	17 - 35 (26,1)
Markolf 1990	17	56 - 68
Markolf 1993a	18	48-74
Markolf 1993b	8	51-75
Piazza 2000	2	entfällt
Rudy 1996	6 Roboter/UFS 6 Universalprüfmaschine	2
Rudy 2000	10	63 - 86
Sakane 1997	9	mean 71 (44 - 88)
Sakane 1999	10	71 - 80
Shapiro 1991	10	55-70
Vogrin at al. 2000	10	52 - 86
Xerogeanes 1995	11	68 (50 - 78)

Wertedarstellung biomechanischer Analysen

In der Literatur findet sich eine große Zahl an Definitionen und Begriffen, um die Ergebnisse der biomechanischen Analyse des Kniegelenks zu beschreiben. Die Ergebnisse wurden entweder in absoluten Werten, wie Millimeter (mm) oder Grad (°) [Fox 1998, Fukubayashi 1982, Gollehon 1987, Harner 1998, Levy 1989, Markolf 1990, Sakane 1999, Torzilli 1994, Vogrin 2000] oder in physikalischen Werten wie „stiffness“ (Steifigkeit) oder „laxity“ (Laxität) angegeben [Markolf 1976, 1981, 1984; Wascher 1993]. Der Vorteil absoluter Werte liegt in der Möglichkeit, nachträglich auch physikalische Werte berechnen zu können. Umgekehrt besteht diese Möglichkeit nicht.

Laxität wurde als Bewegung bei einer definierten Kraft bezeichnet. In [Markolf 1981, 1984] wurde die Steifigkeit in „neutral“ und „terminal stiffness“ unterteilt. Die „neutral stiffness“ lag als Tangente im Bereich des Nullpunktes der jeweiligen Kraft – Bewegungskurven, die „terminal stiffness“ im Bereich der maximalen Belastung. [Wang 1974] definierten die primäre Laxität als maximale Rotation bei einem Moment von $\pm 50 \text{ kg*cm}$ (Kilogramm – Zentimeter), was einem Moment von knapp 5 Nm entsprach, mit Unterscheidung von Innen- und Außenrotation. Diese Grenze wurde an Hand der graphischen Darstellung gewählt, mit der Begründung, daß der „steife“ Bereich („stiff portion“) in allen Darstellungen über diesem Wert lag. Eine biomechanische oder technische Begründung fehlt. [Shoemaker 1986] definierten die gesamte Laxität als Differenz zwischen maximaler anteriorer und posteriorer Translation bei einer festgelegten Belastung. Diese Definition wurde ebenfalls für die gesamte Translation, Rotation, bzw. Angulation verwendet. [Grood 1981] definierten die Laxität als gesamte Bewegung bei einer definierten Stellung und einer festgelegten Kraft/Momenteinleitung. Der Begriff der Laxität wurde bei der Beschreibung der eigenen Ergebnisse ebenfalls verwendet, um Besonderheiten im Kurvenverlauf hervorzuheben (vgl. Kapitel 6.). Jedoch nur für die Beschreibung der Kurvencharakteristik und nicht als Zahlenwert.

Eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist auf Grund der unterschiedlichen Ergebnisangaben nur bedingt möglich. Aus unserer Sicht ist das von uns verwendete Verfahren mit absoluten Zahlenwerten das zu favorisierende. Hier kann für jede Stellung und definierte Belastung eine eindeutig vergleichbare, physikalische Größe angegeben werden. Eine Beschreibung der Kurvencharakteristik kann aus diesen Werten erfolgen.

7.1.3. Ergebnisauswahl

Die im Kapitel 7.1.2. dargestellten Einflußfaktoren schränken die Vergleichbarkeit der Ergebnisse erheblich ein, bzw. machen diese unmöglich. Dies wird im folgenden am Beispiel der Differenz zwischen einer maximalen anterior – posterioren Translation, einer Außenrotation und einer Varusangulation verdeutlicht.

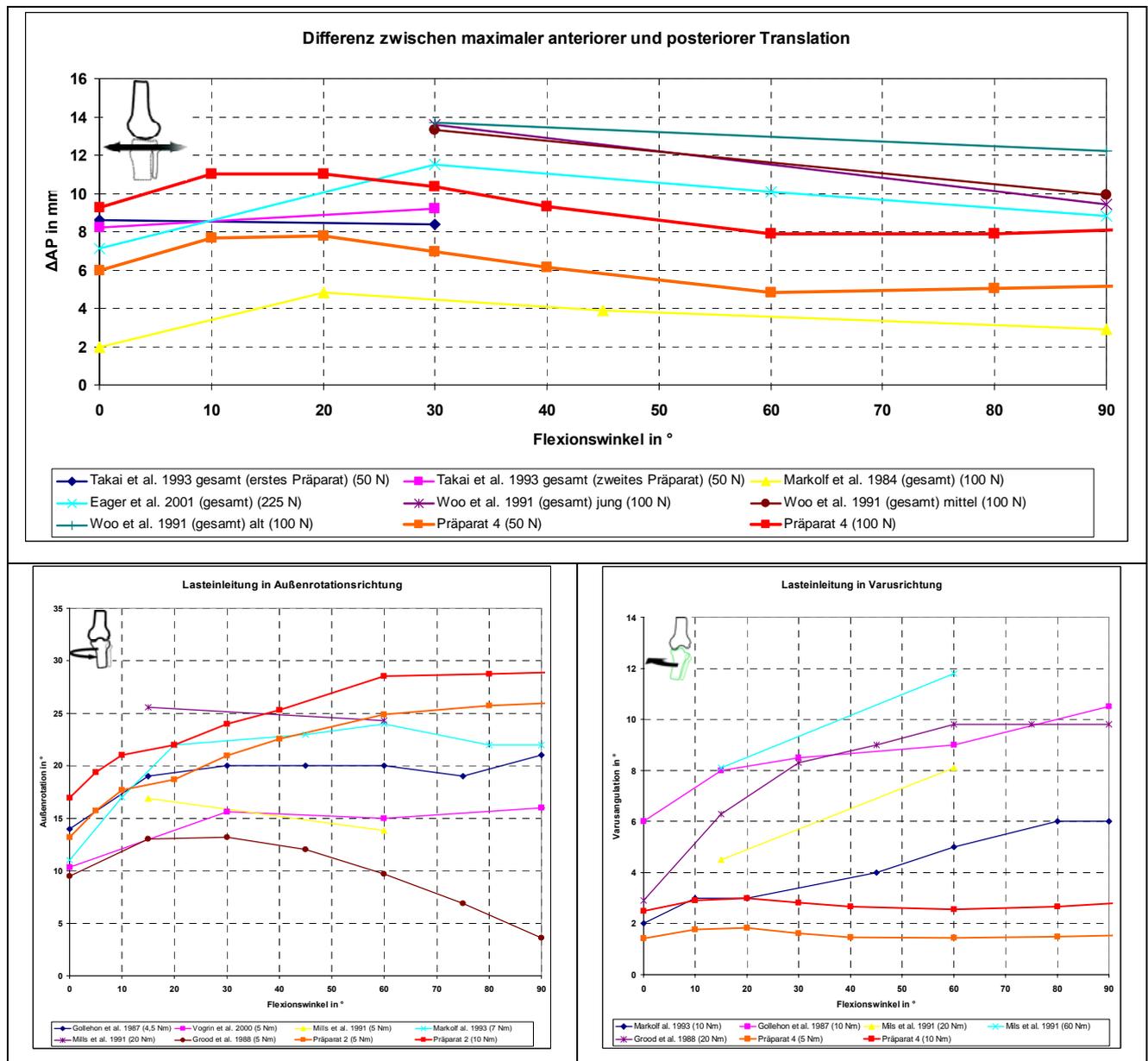


Abbildung 59: Beispiele für die große Varianz der Ergebnisse in der Literatur. Oben: Maximale anterior – posteriore Translation. Unten links: Außenrotation; Unten rechts: Varusangulation.

In Abbildung 59 sind exemplarisch die drei genannten Belastungssituationen dargestellt. An allen Diagrammen läßt sich die große Varianz der Ergebnisse, trotz vergleichbarer Kräfte und Momente, erkennen. Die Ursachen liegen in den unterschiedlichen Definitionen von Meßparametern, dem unterschiedlichen Alter der Präparate und den verschiedenen Versuchsaufbauten (Tabellen 10 bis 12).

Der Vergleich dieser Arbeiten wird zusätzlich durch fehlende Angaben zu Koordinatensystemen, Kraftpunkten und Krafrichtungen unmöglich.

Besonders stark sind die Unterschiede bei einer Belastung in Varusrichtung (Abbildung 59 unten rechts). Die Angulation in unseren Messungen war geringer, als in der Literatur. [Grood 1988] geben eine Angulation unter einem Varusmoment von 20 Nm von 10° in 60° Flexion an. Nimmt man einen Durchmesser des Tibiaplateaus von 6 cm an, würde diese Angulation einem Aufklappen des lateralen Gelenkspalts von 1 cm entsprechen. Eine solche Bewegung ist unter physiologischen Bedingungen nicht wahrscheinlich. In diesem Fall muß von einer sekundären Bewegung ausgegangen werden, beispielsweise einer Rotation, die der Angulation zugerechnet wurde.

Erwähnenswert im Vergleich ist die größere Zahl an Meßpunkten in unserer Arbeit. Dies wurde durch die Optimierung des Meßsystems ermöglicht und stellt eine klare Verbesserung zu den anderen Arbeiten dar.

Zusammenfassung

Um das Verständnis kinematischer Veränderungen zu erhöhen und eine Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Arbeiten zu erreichen, sind genaue Angaben zu den Messungen notwendig. Dies beinhaltet den technischen Teil, die ausgewählten Präparate und Definitionen. Zudem ist eine optimale Ausnutzung technischer Möglichkeiten für die Genauigkeit essentiell. Letzteres war eine Kernaufgabe dieser Arbeit.

In den wenigsten Fällen werden Koordinatensysteme, Referenzpunkte und Kraftpunkte beschrieben. Das gleiche gilt für die Neutralposition und die Krafrichtung. Eine einheitliche Wahl dieser Parameter würde zumindest eine technische Vergleichbarkeit gewährleisten. Wie in den Tabellen 10 – 11 gezeigt wurde, findet sich hier eine Informationslücke. Hierdurch wird die Vergleichbarkeit der publizierten Arbeiten stark einschränkt.

Zur fehlenden technischen Vergleichbarkeit kommen präparatspezifische Faktoren. Hierzu gehören Alter, Rasse, Geschlecht und Körpergröße. Die Altersspanne ist innerhalb der Studien beträchtlich. Arthrotische Veränderungen lassen sich aus unserer Sicht nicht sicher ausschließen, auch wenn die verwendeten Präparate klinisch, visuell oder radiologisch überprüft wurden. In den wenigsten Arbeiten werden Angaben zu Geschlecht und Rasse der Präparate gemacht (Tabelle 12).

Ein weiteres Problem stellt die geringe Fallzahl der Messungen je Studie dar. Eine statistische Aussage läßt sich nur bedingt machen. Eine allgemeingültige Aussage ist nahezu unmöglich. In der eigenen Arbeit wurden ebenfalls wenige Präparate untersucht ($n = 8$). Ziel war es jedoch nicht, die eigentliche Kinematik des Gelenks zu analysieren, sondern einen Versuchsstand zu optimieren.

Die Veränderungen anatomischer Präparate während der Messungen bei Raumtemperatur wurden in allen Arbeiten vernachlässigt. Bei den eigenen Messungen fielen starke Veränderungen im Zeitverlauf

auf. Diese wurden erstmals in dieser Arbeit berücksichtigt. Zur Korrektur wurde ein zeitabhängiger Faktor bei den Messungen am Kreuzband eingeführt (Kapitel 5.7. und 7.2.2.).

Die in diesem Kapitel beschriebenen Einflußfaktoren machen eine Vergleichbarkeit der publizierten Studien unmöglich.

7.2. Methodik zur direkten Kraftmessung und Positionierung des Vorderen Kreuzbands

7.2.1. Kraftmessung

In der Literatur wurden zwei Verfahren zur direkten Kraftmessung und ein drittes, mathematisches Verfahren zur Berechnung der Kräfte im Vorderen Kreuzband beschrieben (Kapitel 4.4.2).

Die erste Möglichkeit die Kräfte unter Verwendung von aufgenähten Sensoren im ACL bestimmen zu können [Beynon 1992, 1994; Dürselen 1995, Gertel 1993, Holden 1994], hat ihren Vorteil in der geringen strukturellen Schädigung des Bandes und des gesamten Kniegelenks. Der Nachteil liegt in der fehlenden Möglichkeit, die Gesamtkraft im Band bestimmen zu können. Auf Grund der Tatsache, daß praktisch nie alle Bandanteile gleichzeitig und gleich stark angespannt sind, birgt dieses Verfahren eine erhebliche Fehlerquelle, wenn aus den gemessenen Kräften in einem Bandabschnitt auf die Gesamtkraft im Band geschlossen wird. Eine Bestimmung einzelner Kraftkomponenten ist nicht möglich.

Bei der zweiten Möglichkeit wird der tibiale, knöcherne Ansatz des Vorderen Kreuzbands von distal überbohrt und mit einem Kraftsensor, der starr an die Tibia fixiert ist, ohne Veränderung der anatomischen Position, verbunden (vgl. Kapitel 4.4.2.) [Markolf 1990, 1998a, 1998b]. Mit diesem Ansatz kann die Gesamtkraft im Band gemessen werden. Nachteilig ist der strukturelle Schaden. Hierauf verwiesen bereits [Markolf 1998a, b]. Aus eigener Erfahrung kann es zu einer Zerstörung des Präparats kommen, was eine weitere Verwendung unmöglich macht. [Fujie 1995] verwiesen noch auf die fehlende Möglichkeit der Messung verschiedener Kraftkomponenten. Dies war im Versuchsaufbau von Markolf der Fall, da hier nur die Kraft in einer Achse entlang des Sensors gemessen wurde. In unserem Versuchsaufbau konnten die Kräfte durch die Verwendung eines 6-DOF – Kraft – Momenten – Sensors dagegen in allen Achsen bestimmt werden, ebenso wie die Gesamtkraft. Dieses Argument gegen eine Überbohrung des tibialen ACL – Ansatzes konnten wir somit entkräften.

Die dritte Möglichkeit zur Bestimmung der Kräfte in einer Bandstruktur stellt das Verfahren der Superposition dar. Es ist eine reine, indirekte Berechnung der Kraft in einem Band und ist nur bei einer positionskontrollierten Messung möglich. Nach Bestimmung der Bewegungen und Kräfte/Momente in einem oder mehreren Freiheitsgraden wird eine Struktur des Gelenks, z.B. das Vordere Kreuzband, durchtrennt und die vorher gespeicherten Bewegungen des Gelenks erneut abgefahren. Hierbei

verändern sich die Kräfte, die zum Erreichen einer bestimmten Position notwendig sind. Die Differenz zwischen den gemessenen Kräften am unveränderten und veränderten Präparat wird der durchtrennten Struktur zugeschrieben. Die Arbeitsgruppe in Pittsburgh und Münster (Tabelle 1) bezeichnete diese Kraft als „in – situ – Kraft“. Theoretisch lassen sich so die Kräfte für mehrere Strukturen bestimmen. Ein Nachteil ist die notwendige positionskontrollierte Messung, die zu einer Veränderung der Kinematik des Kniegelenks führt [Fukubayashi 1982]. [Woo 1999b] wiesen selber auf dieses Problem hin. Eine Korrektur dieses Nachteils kann jedoch nicht erfolgen, da das Verfahren der Superposition eine kraftkontrollierte Messung unmöglich macht. Dies würde der physiologischen Bewegungen im Knie entsprechen (vgl. Kapitel 7.1.1.).

[Butler 1980] sahen den Sinn positionskontrollierter Messungen in der Bestimmung der aufgenommenen Kraft in einer Bandstruktur. Ihrer Ansicht nach kommt es bei einer kraftkontrollierten Messung mit Durchtrennung einzelner Kapsel – Bandstrukturen zu einer veränderten Interaktion der übrigen Strukturen, die abhängig von der Reihenfolge der Durchtrennung ist. Dieses Argument gilt jedoch auch für das positionskontrollierte Verfahren. Bei einer sukzessiven Durchtrennung von Kapsel – Bandstrukturen kommt es nach jeder weiteren Zerstörung zu einer veränderten Kinematik. Diese kann bei einer positionskontrollierten Messung nie gezeigt werden. Eine Veränderung der Kräfte kann nur bei der ersten Struktur eindeutig zugeordnet werden. Ab der zweiten durchtrennten Struktur ist dies aus unserer Sicht nicht mehr möglich. Primär kommt es nach einer Verletzung zu einer Veränderung der Kinematik, welche sekundäre auch zu einer Veränderung der Kräfte in den Kapsel – Bandstrukturen führt. Die Entwicklung einer Arthrose ist somit beiden Veränderungen zuzuschreiben. Eine kraftkontrollierte Messung in fünf Freiheitsgraden ist aus unserer Sicht daher unerlässlich, um Verletzungsfolgen und Veränderungen durch eine Ersatzplastik zu verstehen.

Ein weiteres Argument gegen die sukzessive Durchtrennung in Kombination mit einer positionskontrollierten Messung ist die Veränderung der Ergebnisse in Abhängigkeit von der Zeit. Die Veränderungen durch autolytische Prozesse konnte in den eigenen Messungen bei einer transversalen Positionierung des Vorderen Kreuzbands gezeigt werden. Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist daher von der Reihenfolge der Durchtrennungen abhängig. Zudem ist bei diesem Verfahren der Einfluß einer Positionierung des Bandes nicht möglich, was als Voraussetzung für diese Arbeit notwendig war.

Zusammenfassung

Die Bestimmung der Kräfte in einer Bandstruktur läßt sich momentan über zwei direkte und ein indirektes Verfahren durchführen. Die direkten Messungen erfolgen entweder über Sensoren, die auf das Band aufgenäht werden, oder über einen Kraftsensor, der am subchondralen Knochen befestigt wird und das Band in anatomischer Position hält. Der Vorteil der ersten Methode besteht in der geringen strukturellen Schädigung, der Nachteil in der fehlenden Möglichkeit, die Gesamtkraft und die Richtung der einzelnen Kraftkomponenten bestimmen zu können. Mit der zweiten Möglichkeit können

die Gesamtkraft und deren Komponenten bestimmt werden. Es ist jedoch ein invasives Verfahren, bei dem das Tibiaplateau geschädigt wird. Zudem ist die Präparation sehr aufwendig und es kann zu einer vollständigen Zerstörung des Präparats kommen.

Das indirekte Verfahren verwendet das Prinzip der Superposition und stellt eine rein mathematische Kraftbestimmung dar. Eine Verschiebung des Kreuzbands ist hiermit nicht möglich.

Aus den genannten Gründen wurde das Verfahren mit der Überbohrung von uns verwendet. Nur hier konnte eine Positionierung des Bandes und eine gleichzeitige Kraftmessung am ACL erfolgen. Zudem konnte, im Unterschied zu bisherigen Arbeiten, zeitgleich eine kraftkontrollierte Messung in fünf Freiheitsgraden erfolgen.

7.2.2. Positionierung

Die Möglichkeit der direkten Kraftmessung am Vorderen Kreuzband durch Überbohrung des ACL – Ansatzes wurde erstmals von [Markolf 1990] beschrieben. Es gibt nach unserem Kenntnisstand keine Arbeit, welche die Möglichkeit einer direkten Kraftmessung und einer transversalen Positionierung an einem Präparat bisher beschreibt. Dieser Ansatz würde es erstmals erlauben, nur einen Parameter gezielt zu verändern. Der Einfluß der transversalen Positionierung auf die primären und sekundären Bewegungen und die Kräfte im Vorderen Kreuzband können so untersucht werden. Veränderungen lassen sich alleine der Verschiebung des Ansatzes zuschreiben.

Bisher wurden durch die Untersuchung verschiedener Transplantate und der Verwendung unterschiedlicher Präparate gleichzeitig mehrere Parameter verändert. Hierzu gehört die Positionierung, die Bandspannung, die Struktur des verwendeten Transplantats, die Fixationstechnik, die Gelenkstellung in der das Transplantat eingezogen wurde und die Erfahrung des Operateurs. Es wird bei diesen Messungen nicht klar, ob Veränderungen in der Kinematik beispielsweise auf die Struktur des Transplantats oder eine mangelhafte Positionierung zurückzuführen sind. Durch die Positionierung des Ansatzes besteht die Möglichkeit, gezielt nur einen Parameter an einem Präparat zu verändern und die Auswirkung dieser räumlichen Veränderung, bei ansonsten komplett intakten anatomischen Strukturen, auf die Kinematik des Kniegelenks und die Kräfte im ACL zu analysieren.

Überprüfung der Halterung

Eine wesentliche Bedingung für diese Möglichkeit ist eine ausreichende Steifigkeit der Verbindung über einen Kraft – Momenten – Sensor und einen XY – Verschiebetisch zwischen ACL – Ansatz und Tibia. Ein Literaturvergleich konnte nur für die direkte Kraftmessung ohne Positionierung des knöchernen tibialen ACL – Ansatzes erfolgen [Markolf 1990]. Für einen Literaturvergleich lagen uns Informationen aus der Arbeit von [Markolf 1990] vor. In anderen vergleichbaren Arbeiten [Luciani 2003, Sigmund 1997] wurde keine Angaben zur Steifigkeit der Meßvorrichtung am Kreuzband gemacht.

In der Arbeit von [Markolf 1990] wurde der Fehler durch die Verwindung der Halterung bei der direkten Kraftmessung an drei Präparaten untersucht. Die Verwindung lag zwischen 0,6 und 1,2 mm nach anterior. Als Lösung wurde die Halterung mit Kreuzbandansatz, ohne weitere Angaben, etwas nach dorsal versetzt. Dadurch sollte die anteriore Verwindung der Halterung unter einer Belastung kompensiert werden. In unseren Messungen konnten wir jedoch zeigen, daß in bestimmten Positionen und Belastungen eine nach dorsal wirkende Kraft am Kreuzband auftritt und damit der Fehler durch eine dorsale Positionierung des Kreuzbands verstärkt wird. Dies ist z. B. in den ventralen Positionierungen der Fall. Durch die vermehrte Grundspannung wirkt hier eine dorsale Kraft auf den Ansatz. Aus diesem Grund erscheint uns der Ansatz der dorsalen Positionierung der Halterung, wie bei [Markolf 1990], nicht geeignet und eher willkürlich.

Wie in Kapitel 5.3.2. gezeigt werden konnte, war die Steifigkeit der Halterung, inkl. XY – Verschiebetisch, Kraftsensor und Verbindung zum Kreuzbandansatz, mit 100 N/mm für die von uns verwendeten Kräfte und Momente von 50 N, bzw. 5 Nm ausreichend. Sollen größere Belastungen aufgewendet werden, ist eine Optimierung, beispielsweise durch Verwendung steiferer Materialien (z.B. Karbon) und eine professionelle Fertigung der Verbindung zwischen Kraft – Momenten – Sensor und Kreuzbandansatz, notwendig.

Einführung eines zeitabhängigen Korrekturfaktors

Auf Grund der Tatsache, daß es sich bei anatomischen Präparaten um nicht mehr durchblutetes Gewebe handelt, kommt es mit zunehmender Meßdauer zu immer stärker werdenden Veränderungen am Präparat. In den in den Tabellen 1, 10, 11 und 12 dargestellten Arbeiten finden sich keine Angaben zur Meßdauer oder eine Beschreibung der kinematischen Veränderungen während der Messungen. Die Meßzeit dürfte aber in den meisten Fällen bei oder über einem Tag gelegen haben. Kontrollmessungen, die Präparatveränderungen quantifizierten, wurden unserem Wissen nach bisher nicht durchgeführt.

Bei der Auswertung der eigenen Messungen mit einer transversalen Verschiebung des Vorderen Kreuzbandansatzes war die Veränderung zwischen den Messungen in neutraler Position zu Beginn und am Ende der Messung (Position 0 und 9) auffällig. Zum einen wurde eine vermehrte Beweglichkeit des Gelenks festgestellt, zum anderen stiegen die gemessenen Kräfte im Kreuzband, bei gleichen äußeren Kräften, an. Als Ursache für diese Veränderungen kamen autolytische Prozesse, eine ungenügende Steifigkeit der Halterungen und eine fehlerhafte Verbindung zwischen Knochen und Halterung, bzw. Roboter und Halterung in Frage. Die Steifigkeit der Halterung wurde isoliert überprüft. Die Ergebnisse zeigten eine ausreichende Steifigkeit (Kapitel 5.3.). Diese Ergebnisse konnten für die Verbindung zwischen Roboter und Präparat im Computermodell bestätigt werden. Eine ungenügende Verbindung zwischen Halterung und Präparat konnte visuell während und nach den Messungen ausgeschlossen werden. Die Ursache für die vermehrte Beweglichkeit und die erhöhten Kräfte im Kreuzband dürfte daher vor allem auf Dehydrierung und strukturelle Veränderungen im Präparat zurückzuführen sein.

Diese Veränderungen treten verstärkt in den oberflächlichen Strukturen, trotz Plastikfolie und ständiger Befeuchtung, auf. Zudem führt die wiederholte mechanische Belastung zu strukturellen Veränderungen in den Kapsel – Bandstrukturen. Die Kreuzbänder werden dann als tiefe und zunächst weniger belastete Strukturen stärker belastet. Dadurch werden Bewegungen des Gelenks und Kräfte im Kreuzband größer. Aus diesem Grund wurde ein Korrekturfaktor für die Ergebnisse der kinematischen Analyse bei der Kreuzbandpositionierung verwendet (Kapitel 5.7.). Wir sind dabei von einem linearen Verlauf der Veränderung am Präparat in Abhängigkeit von der Zeit ausgegangen, da wir nur zu Beginn und am Ende der Messungen eine Kontrolluntersuchung durchgeführt hatten. Die Messungen wurden in neutraler und damit anatomischer Kreuzbandposition validiert.

In Zukunft wäre eine mehrmalige Messung ohne Veränderung am Präparat mit definierten Zeitintervallen sinnvoll, um den Korrekturfaktor für die Messungen zu optimieren. In der Literatur konnten wir hierzu kein Verfahren finden, das diese Problematik thematisiert und gelöst hat.

7.2.3. Ergebnisauswahl

Ein Vergleich mit publizierten Daten konnte nur für Kraftmessungen am Kreuzband in neutraler Kreuzbandposition erfolgen. Aber bereits hier zeigten sich erhebliche Unterschiede in den Ergebnissen. Exemplarisch erfolgt die Darstellung am Beispiel einer anterioren Lasteinleitung und einer Valgusangulation.

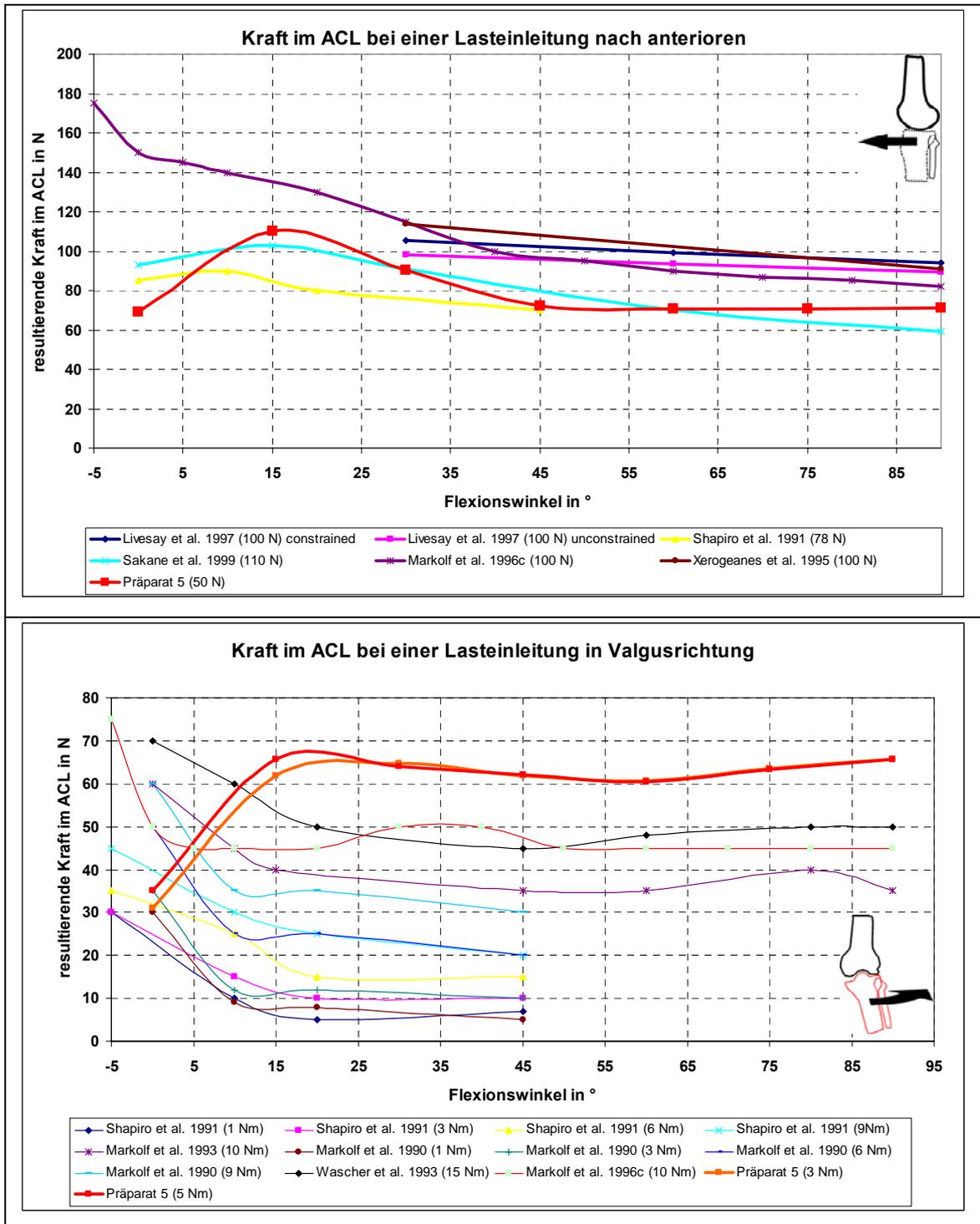


Abbildung 60: Literaturvergleich der Kreuzbandkräfte für eine anteriore Krafteinleitung (oben) und eine Valgusangulation (unten) in anatomischer Kreuzbandposition.

Für beide Belastungen fanden wir eine andere Kurvencharakteristik als in der Literatur beschrieben. Die maximale Kraft wurde in 15° Flexion erreicht, während dies in der Literatur in Extension von 5° (in der Abbildung 60 als -5° bezeichnet) der Fall war. Diese lag bei einer anterioren Belastung (Abbildung 60 oben) bei 110 N. Die Literaturergebnisse zeigten keine Spannungsänderung, die auf die anteriore Belastung oder die Valgusbelastung zurückzuführen war. Der Kraftanstieg bei einer anterioren Belastung in 15° ist dem festen Anschlag bei der klinischen Testung (Lachmann – Test) vergleichbar. In dieser Gelenkstellung wird das ventrale Gelenkspiel überwiegend durch das vordere Kreuzband limitiert. Die anderen Arbeiten konnten diese Beobachtung nicht machen. Eine ähnliche Beobachtung machten wir bei der Valgusbelastung, jedoch mit einer geringeren Kraft im ACL. Diese erreichte 70 N. Unsere Ergebnisse weisen auf die klinische Bedeutung des ACL im extensionsnahen Bereich hin. Selbstverständlich können wir keine allgemeingültige Aussage machen. Hierfür ist die untersuchte Zahl an Gelenken zu gering. Die große Variabilität der Ergebnisse unterstreicht nochmals die Bedeutung standardisierter Verfahren zur Bestimmung biomechanischer Gelenkeigenschaften.

Zusammenfassung

Der Ansatz der direkten Kraftmessung in Kombination mit einer transversalen Positionierung wurde von uns erstmals verwendet. Insbesondere die Verschiebung ist in der Literatur nicht beschrieben. Durch die Positionierung läßt sich an einem Präparat der Einfluß der Positionierung auf die Kinematik des Gelenks und die Kräfte im ACL bestimmen.

Die Methodik beinhaltet eine aufwendige Präparation, bietet jedoch neu Möglichkeiten. Der große Vorteil liegt in der Veränderung nur eines Parameters am Gelenk. Veränderungen in der Kinematik und den Kräften können damit eindeutig der Verschiebung des ACL zugeordnet werden. Die bisher publizierten Arbeiten zur Kraftmessungen wurden durch eine Limitierung der Freiheitsgrade eingeschränkt. Letzteres bezieht sich in den Arbeiten von Markolf auf die Kraftkomponenten im Kreuzband und in den Arbeitsgruppen in Pittsburgh, Münster und Boston auf die Bewegungen im Gelenk. In diesen Gruppen erfolgte die Messung der Kreuzbandkraft ausschließlich positionskontrolliert.

Eine weitere Optimierung stellte der zeitabhängige Korrekturfaktor dar (Kapitel 5.7.). Dieser berücksichtigt die Präparatveränderungen linear über die Zeit.

Die von uns gefundenen Veränderungen, sowohl der primären als auch der sekundären Bewegungen, könnten einen großen Einfluß auf den Gelenkverschleiß haben. Die bisherigen Kriterien für eine erfolgreiche Kreuzbandersatzplastik, wie die Wiederherstellung des anterioren Gelenkspiels, scheinen eine frühzeitige Arthrose nicht verhindern zu können. Ebenso ist die Bedeutung der posterioren Translation nach ACL – Ersatz bisher nicht Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen gewesen. Es gibt Hinweise darauf, daß es sich bei einer Arthrose im ACL – defizienten Kniegelenk um eine eigene Arthroseform, mit einem typischen Verschleißmuster, handelt [Scarvell 2005]. Es sind uns keine

Arbeiten bekannt, die versuchten, einen Unterschied zwischen primärer Arthrose, Arthrose bei ACL – Defizienz und nach Ersatzplastik zu finden.

Die parameterweise Veränderung kann eine Verbesserung der klinischen Rekonstruktion, bzw. ein besseres Verständnis der Veränderungen nach einem Kreuzbandersatz bringen. Sie dient zukünftig als Grundlage für vergleichende Messungen verschiedener Transplantate an einem Präparat und kann zu einer Optimierung der Interventionsvarianten führen.

7.3. Konsequenzen für zukünftige Studien

Während der Durchführung dieser Arbeit wurde nicht nur der technische Teil, sondern auch die Vorbereitung für die Versuche optimiert. Wesentliche Punkte für die Präparation und die Versuchsdurchführung sind im ersten Teil dieses Kapitels zusammengefaßt. Im zweiten Teil werden allgemeine Studienideen und Ideen unter Verwendung des entwickelten Meßsystems angeführt.

Präparation und Versuchsdurchführung

1. Für das Auftauen der Präparate sollten bei Raumtemperatur 16 – 18 Stunden geplant werden. Aus eigener Erfahrung ist ein vollständiges Auftauen nach 12 Stunden nicht sicher gewährleistet.
2. Die Präparation und das Fixieren der Knochen in den Aluminiumzylinder, bzw. dem $\frac{3}{4}$ Rohr hat sich während der Versuche bewährt.
3. Während der Entwicklung der Methodik für die Messungen am Kreuzband stellte sich zu Beginn das Problem, daß eine ausreichend feste Verbindung von subchondralem Knochen unter dem ACL – Ansatz zum Metallrohr nicht sicher gewährleistet werden konnte. Die Reinigung erfolgte während dieser Arbeit mit Aceton. Nach der Behandlung mit Aceton mußten ca. 20 Minuten geplant werden, um ein vollständiges Abtrocknen zu gewährleisten. Zukünftig sollte der subchondrale Knochen unter dem Kreuzbandansatz mit einer Jet – Lavage gereinigt werden. In Verbindung mit den drei verwendeten Holzschrauben, die im Knochen eingebracht waren, ist eine noch bessere Verbindung des PMMA zum Knochen gewährleistet.
4. Für den Versuchsablauf sollte beachtet werden, daß zunächst die Messungen mit einer Entspannung des Kreuzbandes (dorsale Kreuzbandpositionen) durchgeführt werden und am Ende die Messungen mit einer maximalen Anspannung des ACL. Dadurch können potentielle plastische Verformungen der Kapsel – Bandstrukturen minimiert werden.

Studienideen

- Der von uns verwendete Korrekturfaktor bei Messungen mit einer Positionierung des ACL – Ansatzes stellt eine neue Möglichkeit dar, präparatspezifische Veränderungen während der Testung zu korrigieren. Wir gingen in unseren Messungen von einer linearen Veränderung der Präparate aus, da wir nur zu Beginn und am Ende der Messungen eine Kontrolle durchführten. Hier ist zukünftig eine Optimierung notwendig. Dies könnte durch eine Wiederholung der Messung in neutraler, anatomischer ACL – Position unter Beachtung definierter Zeitabstände geschehen.
- Parallel zum ersten Punkt könnte eine histologische Untersuchung von Kapsel – Bandstrukturen vor und nach biomechanischen Testungen erfolgen. Dadurch könnte die strukturellen Veränderungen analysiert werden.
- Der Einfluß der sekundären Bewegungen auf die Entstehung einer Arthrose ist bis heute nicht klar. Das Problem war bisher die Unmöglichkeit einer eindeutigen und reproduzierbaren Bestimmung der Koordinatensysteme und Bewegungsachsen, die für die Messung der sekundären Bewegungen Voraussetzung ist. In den eigenen Messungen konnte eine deutliche Verbesserung durch die Verwendung einer 3-D Rekonstruktion eines CT – Datensatzes erreicht werden, in dem eine exakte Achsbestimmung möglich war.
- Diese Arbeit stellte in Bezug auf die Methodik am Kreuzband eine Machbarkeitsstudie dar. Um das Verfahren zu validieren, sind Messungen in fünf Freiheitsgraden und der Einfluß der Positionierung des tibialen Kreuzbandansatzes notwendig. Hierzu sind Lasteinleitungen in Varus – Valgusrichtung / Innenrotation – Außenrotation und nach anterior – posterior notwendig. Die Zahl der Gelenkstellungen und der Kraft-/Momentschritte kann wie in dieser Arbeit beschrieben verwendet werden und stellt gegenüber bisherigen Arbeiten eine Verbesserung dar.
- Unter Verwendung der entwickelten Methodik können vergleichende Untersuchungen in fünf Freiheitsgraden mit verschiedenen ACL – Transplantaten an einem Präparat durchgeführt werden. Dies würde eine neue Möglichkeit für die Quantifizierung der Unterschiede zwischen verschiedenen ACL – Transplantaten geben.
- Während des Literaturstudiums konnten wir keine Arbeiten finden, die verschiedene Formen der Arthrose am Knie verglichen haben. Es gibt Hinweise, daß es sich bei der Arthrose im ACL – defizienten Kniegelenk um eine eigene Form handelt, welche von anderen sekundären Formen durch das Verschleißmuster getrennt werden kann. Studien, die sich mit der Arthroseentwicklung nach ACL – Ersatz beschäftigt haben, sind uns nicht bekannt. Aus einer solchen Arbeit könnten jedoch wertvolle Hinweise

auf die Veränderung der Kinematik nach einer Ersatzplastik gewonnen werden, die dann in einem zweiten Schritt experimentell quantifiziert werden könnten.

8. Zusammenfassung

Eine exakte und reproduzierbare Analyse biomechanischer Eigenschaften des Kniegelenks stellt die Grundlage für das Verständnis und die Therapie von Verletzungen dar. Das bisher technisch genaueste Verfahren entwickelte Anfang der 1990er die Arbeitsgruppe um Fu und Woo in Pittsburgh. Sie verwendeten einen Roboter als Basis in Verbindung mit einem Kraft – Momenten – Sensor. Der größte Vorteil dieses Systems liegt in der Möglichkeit, in sechs Freiheitsgraden messen zu können. Die Gruppe führte jedoch keine Messungen unter Beachtung aller Freiheitsgrade durch. Hierfür ist eine kraftkontrollierte Steuerung notwendig. Diese wurde jedoch nicht verwendet. Bei einer kraftkontrollierten Steuerung können selbst kleinste Veränderungen in der Kinematik eines Gelenks analysiert werden und es kann eine physiologische Belastung simuliert werden. Durch eine Optimierung der Steuerung eines Robotersystems und der Steuergeschwindigkeit wären detailliertere Untersuchungen an einem Präparat möglich. Diese Optimierung stellte das erste Ziel dieser Arbeit dar. Die Änderung der Kinematik nach einer Kreuzbandruptur oder einer Ersatzplastik ist eine häufige Fragestellung in der biomechanischen Analyse des Kniegelenks. Das Problem ist, daß hierbei meist mehrere Parameter gleichzeitig verändert werden. Veränderungen können somit nicht einem Parameter zugeordnet werden [Amis 1998]. Im zweiten Teil der Arbeit sollte daher eine Methodik entwickelt werden, die eine transversale Positionierung des tibialen ACL – Ansatzes in Kombination mit einer direkten Kraftmessung am Vorderen Kreuzband ermöglichte. Dadurch könnten Änderungen in der Kinematik eindeutig der Verschiebung des physiologischen Kreuzbandansatzes zugeschrieben werden. Diese beiden Ziele sollten im Rahmen einer Machbarkeitsstudie erreicht werden.

In Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik der TU München konnte ein roboterbasiertes Meßsystem entwickelt werden, mit dem die Meßdauer um ca. 75 % gegenüber bisher verwendeten Systemen reduziert werden konnte. Gleichzeitig konnte erstmals eine rein kraftkontrollierte Robotersteuerung implementiert werden. Dies ermöglichte eine höhere Genauigkeit und einen größeren Umfang der Messungen an einem Präparat. Im Literaturvergleich konnte eine höhere technische Genauigkeit und Geschwindigkeit, bei etwas geringerer Belastbarkeit gezeigt werden. Unsere Ergebnisse lagen im Bereich publizierter Daten. Es zeigte sich jedoch eine große Variabilität der Ergebnisse in der Literatur. Diese war auf unterschiedliche Versuchsaufbauten, eine unterschiedliche oder fehlende Definition von Koordinatensystemen, Ausgangspositionen und Kraftpunkten zurückzuführen. Die Vergleichbarkeit wird zusätzlich durch präparatspezifische Faktoren beeinflusst. Hierzu gehören Alter, Geschlecht, Körpergröße, Rasse und pathologische Veränderungen im Gelenk. Für die Entwicklung der Methodik zur Kraftmessung und Positionierung am ACL diente uns die Arbeit von [Markolf 1990]. Dieser Versuchsansatz wurde unter Verwendung eines eigens entwickelten XY – Verschiebetischs, welcher zwischen Kraftsensor und Tibia – parallel zum Tibiaplateau plaziert – befestigt war, erweitert. Durch den XY – Verschiebetisch konnte der Bandansatz in jede Richtung parallel zum Tibiaplateau um maximal 5 mm verschoben werden. So konnte zeitgleich der Einfluß der

Positionierung auf die Kinematik des Kniegelenks in sechs Freiheitsgraden und die Kräfte im Vorderen Kreuzband untersucht werden. Dieser Ansatz wurde erstmals beschrieben. Ein Literaturvergleich konnte lediglich in der anatomischen Position für die Kreuzbandkräfte erfolgen. Hier zeigten sich bei den Kräften im Kreuzband teilweise deutliche Unterschiede im Kurvenverlauf der verschiedenen Arbeiten. Die in der vorliegenden Untersuchung gemessenen Kraftwerte waren bedingt unmittelbar mit publizierten Daten vergleichbar. Die Unterschiede dürften in den bisherigen Arbeiten auf Grund der geringeren technischen Möglichkeiten verborgen gewesen sein.

Mit der Entwicklung dieses Meßsystems in Kombination mit der Kraftmessung und Positionierung am Vorderen Kreuzband wurde die Grundlage für detaillierte und umfangreiche Meßserien an Präparaten geschaffen.

9. Abkürzungsverzeichnis

ACL	Anterior cruciate Ligament, Vorderes Kreuzband, Lig. cruciatum anterius
AP	anterior – posterior
DOF	degree of freedom, Freiheitsgrad
FATC	Femur – Lig. cruciatum anterius – Tibia – Komplex
ESSKA	European Society of Sporttraumatology, Knee Surgery and Arthroscopy
IE	Innenrotation – Außenrotation
ISB	International Society of Biomechanics
LCL	Lateral collateral Ligament, laterales Seitenband, Außenband, Lig. collaterale laterale
Lig.	Ligament
M.	Musculus
MCL	Medial collateral Ligament, mediales Seitenband, Innenband, Lig. collaterale mediale
PC	personal computer
PCI	Peripheral Component Interconnect
PCL	Posterior cruciate Ligament, Hinteres Kreuzband, Lig. cruciatum posterius
PLS	Postero – laterale Strukturen
PMMA	Poly – Methyl – Metacrylat
UFS	Universal – Force – Sensor
VV	Varus – Valgus

10. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Möglichkeiten der biomechanischen Analyse des Kniegelenks unter besonderer Beachtung des Vorderen Kreuzbands.....	6
Abbildung 2: Gelenkfächer eines rechten Kniegelenks von ventral, aus Lanz/Wachsmuth, Praktische Anatomie, Bein und Statik, 1972, Seite 243. In der roten Ellipse findet sich der zentrale Gelenkbereich mit den beiden Kreuzbändern. Daran grenzen das laterale (grün) und das mediale (blau) Kompartiment.....	10
Abbildung 3: Änderung der intraligamentären Rotation bei Flexion. In der oberen Bildreihe ist die Änderung des ACL dargestellt, in der unteren des PCL. Die Ansicht des ACL erfolgt von ventromedial, die des PCL von dorsolateral.....	13
Abbildung 4: Modell der Überschlagenen Viergelenkkette aus [Müller 1982]. Hinteres Kreuzband blau, Vorderes Kreuzband rot und Tibiaplateau grün dargestellt. Es ist eine zunehmende Flexion des Kniegelenks dargestellt. Die Kreuzbänder beschreiben die Schwingen, das Tibiaplateau ist das Gestell, auf dem sich die Kondylen abrollen. Die Verbindung der in eine Ebene projizierten Ursprünge der Kreuzbänder stellt die Koppel dar.	17
Abbildung 5: Modell der Gangpol- und Rastpolkurve [Strobel 1996]. Vorderes Kreuzband gelb, Hinteres Kreuzband blau. Im Rastsystem ist das Femur fixiert, während im Gangsystem die Tibia fixiert ist. Die Rastpolkurve ist grün dargestellt. Die Gangpolkurve ist violett dargestellt. Die Verbindungen zwischen den Ansatz- und Ursprungspunkten (A* und B*, A1 und B1) sind türkis dargestellt.	18
Abbildung 6: Limitierung der Extension durch Anschlagen des Vorderen Kreuzbandes (gelb) und der Flexion durch Anschlagen des Hinteren Kreuzbandes (blau). Links ist die anatomische Lage der Kreuzbandursprünge mit einem Winkel von 40° zur Femurachse (rot) dargestellt. Rechts die Auswirkung einer Lage von 90° zur Femurachse. Die Extension wird in beiden Fällen durch den Anschlag des ACL an der Notch, die Flexion durch das PCL limitiert.....	19
Abbildung 7: Verkippung der Kreuzbänder in den drei anatomischen Ebenen. Das Vordere Kreuzband ist blau, das Hintere Kreuzband rot dargestellt. Links: Neigung der Kreuzbänder zur Femurlängsachse, Mitte: Neigung der Kreuzbänder zueinander in der sagittalen Ebene, rechts: Lage der Kreuzbänder in der Transversalebene.	20
Abbildung 8: Meßaufbau aus [Markolf 1990] zur direkten Kraftmessung am Kreuzband.....	28
Abbildung 9: Gesamter Meßaufbau mit eingespanntem Präparat.....	35
Abbildung 10: Koordinatensysteme im Meßaufbau [Frey 2005].	37
Abbildung 11: Koordinatensysteme und Freiheitsgrade im Kniegelenk [Frey 2005].	38
Abbildung 12: Entwicklung der Verbindung zwischen Roboter und Präparat: links die erste überdimensionierte Halterung, in der Mitte der bereits deutlich leichtere Aufbau und rechts die endgültige Halterung.	39
Abbildung 13: FE – Simulation (Finite Elemente) der Halterung für eine Belastung mit 20 Nm Varus – Valgusbelastung. Die maximale Verformung am Oberrand des Rohres (rot) ist nach Einbettung des Präparates nicht relevant, da das Rohr durch das Harz von Innen versteift wird. Die Verformung liegt bei maximal 0,032 mm (roter Bereich). Entscheidend ist die geringe Verformung in der Halterungsplatte, die bei maximal 0,018 mm liegt (grün).....	40
Abbildung 14: Bauteile der endgültigen Halterung (links) "Rotationssicherung" durch angespitzte Auflageschrauben (Mitte) und Positionierung der Halterung am tibialen Teil der Meßvorrichtung (rechts).....	40

Abbildung 15: Aufbau der Halterung zur Referenzierung und zur exakten Repositionierung (links: ursprüngliche Form mit Holzverbindung, Mitte und rechts: endgültige Halterung aus Aluminium).	41
Abbildung 16: Bohrer mit den zunehmenden Durchmessern und den passenden Führungen (links), rechts der XY – Verschiebetisch für die Messungen am Kreuzband.	42
Abbildung 17: Konstruktionszeichnung des gesamten XY – Verschiebetischs (mit freundlicher Genehmigung von Dipl. ing. T. Obst)	43
Abbildung 18: Skizze des Versuchsaufbaus für die Messungen am Kreuzband.....	44
Abbildung 19: Meßaufbau für die Kraftmessungen am Kreuzband. Links Ansicht von oben, rechts von lateral.....	45
Abbildung 20: Skizze für die Bestimmung der Steifigkeit der Halterung für die Messungen am Kreuzband. Medial und lateral sind seitenabhängig. Dargestellt sind die auf das ACL wirkenden Kräfte und Achsen für ein rechtes Kniegelenk und die im Kraftsensor gemessenen Kräfte. Hier entspricht eine im Kraftsensor nach proximal gerichtete Kraft einer auf das Kreuzband nach distal wirkenden Kraft (Anspannung).....	46
Abbildung 21: Präparation des Innenbandansatzes (links) und Refixierung des Innenbandursprungs mit zwei Spongiosaschrauben (rechts).....	49
Abbildung 22: Bilder von der 3-D Rekonstruktion der CT – Daten mittels der Software Amira zur exakten Achs- und Positionsbestimmung. In der Rekonstruktion (rechts) sind die Marken, welche vom Roboter angefahren werden können, durch Pfeile markiert.	50
Abbildung 23: Matchen der CT – Daten mit dem Präparat, Links, Vergrößerung: Dornaufsatz am Roboter zum Anfahren der Referenzierungsmarken (Mittleres Bild) Der Pfeil deutet auf eine Referenzierungsmarke (vergrößert) am femoralen Befestigungsrohr, Rechts: manuelles Anfahren der Marken.....	51
Abbildung 24: Meßprotokolle der eingeleiteten Bewegungen (links), Graphische Darstellung der Bewegungen im Roboter (Mitte). Obere Bildreihe: Belastung des Gelenks von einem vorgegebenen Flexionswinkel in Varus – Valgus – Richtung, Untere Bildreihe: definierte Varus – Valgus – Belastung mit Flexion – Extensionsbewegung.....	53
Abbildung 25: Durchgeführte Verschiebungen des tibialen Kreuzbandansatzes bei Blick auf ein rechtes Tibiaplateau von proximal. Die Verschiebung lag bei den Versuchen jeweils bei 4 mm. Die Nummerierung gibt die Reihenfolge der Messungen an.	54
Abbildung 26: Zeitliche Veränderung der Präparateigenschaften in Abhängigkeit von der Zeit. Das Piktogramm zeigt die Reihenfolge der Positionierungen des ACL beim Blick von proximal auf das Tibiaplateau an.	55
Abbildung 27: Schema der grafischen Darstellung der Ergebnisse der Messungen am Vorderen Kreuzband.	57
Abbildung 28: Darstellung der sekundären Bewegungen bei passiver Flexion - Extension. Die Legende für die anterior – posteriore Translation gilt auch für die anderen Diagramme.	58
Abbildung 29: Resultierende Kräfte im ACL bei Flexion. Die Extension von -5° entspricht einer tatsächlichen Überstreckung des Gelenks von 5°	61
Abbildung 30: Resultierende Translation in anterior – posteriorer Richtung bei einer AP – Belastung mit maximal 100 N.	62
Abbildung 31: Vergleich der Ergebnisse bei einer Stellung von 0° (links oben), 30° (rechts oben), 60° (links unten) und 100° (rechts unten) und einer AP – Kraft von maximal 100 N.	63
Abbildung 32: Gesamtdaten des Präparats 2 zwischen Hyperextension und 100° Flexion bei einer Belastung mit maximal 10 Nm für Innenrotation - Außenrotation.....	65

Abbildung 33: Vergleich der Messungen bei einer Flexionsstellung von 0° (links) und 20°, bzw. 30° (rechts) und einer maximalen Belastung von 10 Nm.	66
Abbildung 34: Gesamtdaten für eine Belastung in Varus – Valgus – Richtung am Beispiel des Präparats 4. Das maximale Moment lag bei 10 Nm.	67
Abbildung 35: Vergleich der Messungen bei einer Flexion von 0° (links oben), 30° (rechts oben), 60° (links unten) und 100° (rechts unten) und einer Belastung in Varus – Valgusrichtung. Das maximale Moment lag bei ±10 Nm.	68
Abbildung 36: Einfluß der Positionierung des ACL Ansatzes auf die anterior – posteriore Translation bei einer anterior – posterioren Belastung von maximal 50 N.	71
Abbildung 37: Einfluß der Positionierung des ACL Ansatzes auf die Innenrotation – Außenrotationscharakteristik bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung von maximal 5 Nm. .	73
Abbildung 38: Einfluß der Positionierung des ACL Ansatzes Varus – Valguscharakteristik bei einer Varus – Valgusbelastung mit maximal 5 Nm.	75
Abbildung 39: Einfluß der ACL Positionierung auf die anterior – posteriore Translation bei einer Innenrotation – Außenrotationsbelastung mit maximal 5 Nm.	78
Abbildung 40: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre medial – laterale Translation bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung von 5 Nm.	79
Abbildung 41: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre proximal – distale Translation bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung von 5 Nm.	80
Abbildung 42: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre anterior – posteriore Translation bei maximal 5 Nm Varus – Valgusbelastung.	83
Abbildung 43: Einfluß der Positionierung des ACL auf die anterior – posteriore Kraft im ACL bei maximal 50 N anterior – posteriorer Belastung.	85
Abbildung 44: Einfluß der ACL Positionierung auf die medial – laterale Kraft im ACL bei anterior – posteriorer Belastung mit maximal 50N.	87
Abbildung 45: Exemplarische 3D Darstellung der auf das ACL wirkenden Kraft in medial – lateraler Richtung in Abhängigkeit von der Positionierung des ACL bei anterior – posteriorer Belastung mit maximal 50 N.	88
Abbildung 46: Einfluß der ACL Positionierung auf die proximal – distale Kraft im ACL bei anterior – posteriorer Belastung von maximal 50 N.	90
Abbildung 47: Einfluß der ACL Positionierung auf die Gesamtkraft im ACL bei maximal 50 N anterior – posteriorer Belastung.	92
Abbildung 48: Einfluß der ACL Positionierung auf die anterior – posteriore Kraft im ACL bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung mit maximal 5 Nm.	94
Abbildung 49: Einfluß der ACL Positionierung auf die medial – laterale Kraft im ACL bei Innenrotation – Außenrotationsbelastung von maximal 5 Nm.	96
Abbildung 50: Einfluß der ACL Positionierung auf die proximal – distale Kraft im ACL bei 5 Nm maximaler Innenrotation – Außenrotationsbelastung.	98
Abbildung 51: Einfluß der ACL Positionierung auf die Gesamtkraft im ACL bei maximal 5 Nm Innenrotation – Außenrotationsbelastung.	100
Abbildung 52: Einfluß der ACL Positionierung auf die anterior – posteriore Kraft im ACL bei einer Varus – Valgusbelastung von maximal 5 Nm.	102
Abbildung 53: Einfluß der ACL Positionierung auf die medial - laterale Kraft im ACL bei einer Varus – Valgusbelastung von maximal 5 Nm.	104

Abbildung 54: Einfluß der ACL Positionierung auf die proximal – distale Kraft im ACL bei einer Varus – Valgusbelastung mit maximal 5 Nm.....	106
Abbildung 55: Einfluß der ACL Positionierung auf die Gesamtkraft im ACL bei einer Varus – Valgusbelastung von maximal 5 Nm.	108
Abbildung 56: Schematische Darstellung der Diskussionsgliederung.....	109
Abbildung 57: Oben: Relative anteriore Verschiebung (grüner Pfeil) der Tibia in sagittaler Ansicht gegenüber dem Femur bei Flexion; modifiziert aus [Girgis 1975]. Die Position des Femur gegenüber der Tibia ist bewusst dorsal dargestellt, um die Verschiebung hervorzuheben. Unten links: Abhängigkeit der proximal – distalen Translation von der Wahl der Bezugspunkte in der sagittalen Ansicht. Unten rechts: Darstellung der Abhängigkeit der medial – lateralen und anterior – posterioren Translation von der Wahl der Referenzpunkte bei einer Rotation (Ansicht auf das Tibiaplateau von kranial).	117
Abbildung 58: Wahl verschiedener Kraftpunkte, in denen die Kraft auf die Tibia eingeleitet wurde [modifiziert nach Rudy 2000].....	122
Abbildung 59: Beispiele für die grosse Varianz der Ergebnisse in der Literatur. Oben: Maximale anterior – posteriore Translation. Unten links: Aussenrotation; Unten rechts: Varusangulation...	125
Abbildung 60: Literaturvergleich der Kreuzbandkräfte für eine anteriore Krafteinleitung (oben) und eine Valgusangulation (unten) in anatomischer Kreuzbandposition.	132

11. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über Publikationen, die biomechanische Gelenkeigenschaften des Kniegelenks mit Robotertechnik untersuchten. Die Studien sind nach untersuchter Struktur gruppiert. Wurde die Studie nicht an humanen Präparaten durchgeführt, ist die verwendete Spezies in der Spalte „Ziel“ angegeben. Die zwei Werte bei der Angabe der Freiheitsgrade ergeben sich aus der Bestimmung der neutralen Bewegungsbahn ohne weitere Belastung in 5-DOF und aus den tatsächlich kraftkontrolliert untersuchten Bewegungen.	22
Tabelle 2: Beispiele für die Bestimmung der Neutralposition des Kniegelenks in der Literatur.....	32
Tabelle 3: Übersicht über die durchgeführten Messungen und die hierbei untersuchten Gelenkstellungen und Belastungen. Es werden die maximal verwendeten Kräfte / Momente angegeben.....	36
Tabelle 4: Ergebnisse der Steifigkeitsprüfung der Kreuzbandhalterung in medial – lateraler Richtung (X – Richtung)	47
Tabelle 5: Ergebnisse der Steifigkeitsprüfung der Kreuzbandhalterung in anterior – posteriorer Richtung (Y – Richtung).....	47
Tabelle 6: Ergebnisse der Steifigkeitsprüfung der Kreuzbandhalterung in proximal – distaler Richtung (Z – Richtung).....	47
Tabelle 7: Übersicht über durchgeführte Untersuchungen je Präparat. Für alle Präparate wurde zusätzlich eine Messung bei einer Flexionsbewegung ohne weitere Belastung durchgeführt (Nullkraftregelung).	48
Tabelle 8: Übersicht über die möglichen maximalen Belastungen mit dem Versuchsaufbau. Kursiv dargestellt sind die Freiheitsgrade, die in dieser Arbeit untersucht wurden. Eine Krafteinleitung für die Extension – Flexion ist nicht möglich, da dieser Freiheitsgrad positionskontrolliert wird.	52
Tabelle 9: Gliederung des Ergebnisteils.....	56
Tabelle 10: Literaturübersicht Definition Koordinatensysteme.	119
Tabelle 11: Literaturübersicht Definitionen Ausgangsposition.	121
Tabelle 12: Literaturübersicht Anzahl und Alter der Präparate.....	123

12. Literaturverzeichnis

- Abramowitch, S. D., Yagi, M., Tsuda, E., Woo, S. L.: The healing medial collateral ligament following a combined anterior cruciate and medial collateral ligament injury – a biomechanical study in a goat model. *J Orthop Res.* 21:1124-30, 2003.
- Aglietti, P., Buzzi, R., Giron, F., Simeone, A. J., Zaccherotti, G.: Arthroscopic-assisted anterior cruciate ligament reconstruction with the central third patellar tendon. A 5-8-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 5:138-44, 1997.
- Albert, E.: Zur Mechanik des Kniegelenks, *Berichte des naturwiss. Vereins*, Bd 9:41–53, 1878, Wien.
- Allen, C. R., Livesay, G. A., Wong, E. K., Woo, S. L.: Injury and reconstruction of the anterior cruciate ligament and knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 7:110-21, 1999.
- Allen, C. R., Wong, E. K., Livesay, G. A., Sakane, M., Fu, F. H., Woo, S. L.: Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *J Orthop Res.* 18:109-15, 2000.
- Amis, A. A., Bull, A. M., Gupte, C. M., Hijazi, I., Race, A., Robinson, J. R.: Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 11:271-81, 2003.
- Amis, A. A., Jakob, R. P.: Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 6 Suppl 1:S2-12, 1998.
- Andriacchi, T. P., Briant, P. L., Bevell, S. L., Koo, S.: Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clin Orthop Relat Res*, 442:39-44, 2006.
- Appel, M., Gradinger, R.: Die Architektur des Kreuzbandaufbaus. *Praktische Sport-Traumatologie und Sportmedizin.* 1:12-16, 1989a.
- Appel, M., Hawe, W., Gradinger, R.: Topographische Anatomie der Kreuzbandinsertionen unter dem Gesichtspunkt der Kreuzbandplastik. *Praktische Sport-Traumatologie und Sportmedizin.* 1:19-23, 1989b.
- Arnoczky, S. P.: Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin. Orthop.* 19-25, 1983.
- Bach, B. R., Jr.; Tradonsky, S.; Bojchuk, J.; Levy, M. E.; Bush-Joseph, C. A.; Khan, N. H.: Arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Five- to nine-year follow-up evaluation. *Am J Sports Med*, 26:20-9, 1998.
- Benninghoff, A., Drenckhahn, D.: Anatomie – Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie – Band 1. Urban & Schwarzenberg, 15. Aufl., 1994, München, Wien, Baltimore.
- Bessette, G. C.: The meniscus. *Orthopedics.* 15:35-42, 1992.
- Beynon, B., Howe, J. G., Pope, M. H., Johnson, R. J., Fleming, B. C.: The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int. Orthop.* 16:1-12, 1992.
- Beynon, B. D., Johnson, R. J., Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Nichols, C. E., Pope, M. H., Haugh, L. D.: The measurement of elongation of anterior cruciate-ligament grafts in vivo. *J. Bone Joint Surg. Am.* 76:520-531, 1994.
- Blacharski, P. A., Somerset, J. H., Murray, D. G.: A three-dimensional study of the kinematics of the human knee, *J. Biomech.* 8:375-384, 1975.

- Bonnet A. :Traité des maladies des articulations, vol I & 2 avec atlas. Baillière, Paris, 1845.
- Brantigan, O. C., Voshell, A. F.: The Mechanics of the Ligaments and the Menisci of the Knee Joint. J. Bone Joint Surgery Br. 23:44-66, 1941.
- Brown, C. H., Jr., Steiner, M. E., Carson, E. W.: The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Technique and results. Clin Sports Med. 12:723-56, 1993.
- Bull, A. M., Amis, A. A.: Knee joint motion: description and measurement. Proc. Inst. Mech. Eng. 212:357-372, 1998.
- Burgkart, R., Eckstein, F., Sittek, H., Schittich, I., Träger, J., Hipp, E.: Schnittanatomie des Kniegelenks. Korrelation von anatomischem Präparat und Magnetresonanztomographie – Schwerpunkt: Hinteres Kreuzband und mediales Kompartiment. Sportorthopädie – Sporttraumatologie. 11:262-267. 1995a.
- Burgkart, R., Schelker, R., Eckstein, F., Rechl, H., Träger, J.: Schnittanatomie des Kniegelenkes. Korrelation von anatomischen Präparat, Computertomographie und Magnetresonanztomographie – Schwerpunkt: Vorderes Kreuzband. Sportorthopädie – Sporttraumatologie. 11:46-52. 1995b.
- Burgkart, R., Schelker, R., Eckstein, F., Rechl, H., Träger, J.: Schnittanatomie des Kniegelenks. Korrelation von anatomischem Präparat, Computertomographie und Magnet-resonanztomographie – Schwerpunkt: posterolaterale Knie region. Sportorthopädie – Sporttraumatologie. 11:112-117. 1995c.
- Burmester, L.: Lehrbuch der Kinematik für Studierende der Maschinentechnik, Mathematik und Physik, Arthur Felix Verlag, 1888, Leipzig.
- Butler, D. L., Noyes, F. R., Grood, E. S.: Ligamentous restraints to anterior – posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. J. Bone Joint Surg. Am. 62:259-270, 1980.
- Cabaud, H. E.: Biomechanics of the anterior cruciate ligament. Clin. Orthop. 172:26-31, 1983.
- Diekstatt, P., Rauhut, F.: Überlegungen zur Differentialindikation der vorderen Kreuzbandplastik, Unfallchirurgie. 102:173-181, 1999.
- Dodds, J. A., Arnoczky, S. P.: Anatomy of the anterior cruciate ligament: a blueprint for repair and reconstruction. Arthroscopy. 10:132-139, 1994.
- Dürselen, L., Claes, L., Kiefer, H.: The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. Am. J. Sports Med. 23:129-136, 1995.
- Feagin, J.A. Jr: The Crucial Ligaments – Diagnosis and Treatment of Ligamentous Injuries about the Knee, Churchill Livingstone, Second Edition, 1994, New York, Edinburgh, London, Madrid, Melbourne, Tokyo.
- Fitzgerald, E. R.: Dynamic mechanical measurements during the life to death transition in animal tissue, Biorheology. 12:397-408, 1975.
- Fleming, B. C., Beynon, B. D., Tohyama, H., Johnson, R. J., Nichols, C. E., Renstrom, P., Pope, M. H.: Determination of a zero strain reference for the anteromedial band of the anterior cruciate ligament, J Orthop Res. 12:789-95, 1994.
- Fox, R. J., Harner, C. D., Sakane, M., Carlin, G. J., Woo, S. L.: Determination of the in situ forces in the human posterior cruciate ligament using robotic technology. A cadaveric study. Am. J. Sports Med. 26:395-401, 1998.

- Frey, M., Burgkart, R., Regenfelder, F., Riener, R.: Optimised robot – based system for the exploration of elastic joint properties. *Med. Biol. Eng Comput.* 42:674-678, 2004.
- Frey, M., DISS. ETH Nr. 15839: Regelungstechnische und biomechanische Beiträge für den Einsatz haptischer Simulatoren in der medizinischen Ausbildung und Rehabilitation, Zürich, Schweiz, 2005.
- Frey, M., Riener, R., Michas, C., Regenfelder, F., Burgkart, R.: Elastic properties of an intact and ACL-ruptured knee joint: Measurement, mathematical modelling, and haptic rendering. *J Biomech.* 39:1371-1382, 2006.
- Fu, F. H., Harner, C. D., Johnson, D. L., Miller, M. D., Woo, S. L.: Biomechanics of knee ligaments: basic concepts and clinical application. *Instr. Course Lect.* 43:137-148, 1994.
- Fu, F. H., Harner, C. D., Vince, K. G.: in *Knee Surgery*, Miniaci and Watson, Williams and Wilkins, 1994, Baltimore.
- Fujie, H., Mabuchi, K., Woo, S. L., Livesay, G. A., Arai, S., Tsukamoto, Y.: The use of robotics technology to study human joint kinematics: a new methodology. *J. Biomech. Eng.* 115:211-217, 1993.
- Fujie, H., Livesay, G. A., Woo, S. L., Kashiwaguchi, S., Blomstrom, G.: The use of a universal force – moment sensor to determine in – situ forces in ligaments: a new methodology. *J. Biomech. Eng.* 117:1-7, 1995.
- Fukubayashi, T., Torzilli, P. A., Sherman, M. F., Warren, R. F.: An in vitro biomechanical evaluation of anterior – posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. *J. Bone Joint Surg. Am.* 64:258-264, 1982.
- Fukuda, Y., Woo, S. L., Loh, J. C., Tsuda, E., Tang, P., McMahon, P. J., Debski, R. E.: A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. *J Orthop Res.* 21:1107-12, 2003.
- Gabriel, M. T., Wong, E. K., Woo, S. L., Yagi, M., Debski, R. E.: Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res.* 106:22:85-9, 2004.
- Gertel, T. H., Lew, W. D., Lewis, J. L., Stewart, N. J., Hunter, R. E.: Effect of anterior cruciate ligament graft tensioning direction, magnitude, and flexion angle on knee biomechanics. *Am. J. Sports Med.* 21:572-581, 1993.
- Gilbertson, L. G., Doehring, T. C., Livesay, G. A., Rudy, T. W., Kang, J. D., Woo, S. L.: Improvement of accuracy in a high-capacity, six degree – of – freedom load cell: application to robotic testing of musculoskeletal joints. *Ann. Biomed. Eng.* 27:839-843, 1999.
- Girgis, F. G., Marshall, J. L., Monajem, A.: The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin. Orthop.* 216-231, 1975.
- Gollehon, D. L., Torzilli, P. A., Warren, R. F.: The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *J. Bone Joint Surg. Am.* 69:233-242, 1987.
- Grood, E. S., Noyes, F. R., Butler, D. L., Suntay, W. J.: Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees, *J Bone Joint Surg. Am.* 63:1257-1269, 1981.
- Grood, E. S., Stowers, S. F., Noyes, F. R.: Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J. Bone Joint Surg. Am.* 70:88-97, 1988.

- Harner, C. D., Höher, J., Vogrin, T. M., Carlin, G. J., Woo, S. L.: The effects of a popliteus muscle load on in situ forces in the posterior cruciate ligament and on knee kinematics. A human cadaveric study. *Am. J. Sports Med.* 26:669-673, 1998.
- Harner, C. D., Janaushek, M. A., Kanamori, A., Yagi, M., Vogrin, T. M., Woo, S. L.: Biomechanical analysis of a double – bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 28:144-51, 2000a.
- Harner, C. D., Vogrin, T. M., Höher, J., Ma, C. B., Woo, S. L.: Biomechanical analysis of a posterior cruciate ligament reconstruction. Deficiency of the posterolateral structures as a cause of graft failure. *Am J Sports Med.* 28:32-9, 2000b.
- Höher, J., Harner, C. D., Vogrin, T. M., Baek, G. H., Carlin, G. J., Woo, S. L.: In situ forces in the posterolateral structures of the knee under posterior tibial loading in the intact and posterior cruciate ligament – deficient knee. *J Orthop Res.* 16:675-81, 1998.
- Höher, J., Vogrin, T. M., Woo, S. L., Carlin, G. J., Aroen, A., Harner, C. D.: In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads: a cadaveric study. *J Orthop Res.* 17:763-8, 1999.
- Holden, J. P., Grood, E. S., Korvick, D. L., Cummings, J. F., Butler, D. L., Bylski-Austrow, D. I.: In vivo forces in the anterior cruciate ligament: direct measurements during walking and trotting in a quadruped. *J. Biomech.* 27:517-526, 1994.
- Hoogen, J., Ponikvar, M., Schmidt, G.: A robotic haptic interface for kinaesthetic knee joint simulation, Proceedings of the 11th International Workshop on Robotics in Alpe – Adria – Danube Region, Balatonfüred, Hungary, 2002.
- Howell, S. M., Clark, J. A.: Tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstructions and graft impingement. *Clin. Orthop.* 187-195, 1992.
- Hurschler, C., Wulker, N., Windhagen, H., Plumhoff, P., Hellmers, N., Medially based anterior capsular shift of the glenohumeral joint. Passive range of motion and posterior capsular strain, *Am J Sports Med.* 29:346-53, 2001.
- Hsu, W. H., Fisk, J. A., Yamamoto, Y., Debski, R. E., Woo, S. L.: Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study. *Am J Sports Med.* 34:765-70, 2006.
- Ishibashi, Y., Rudy, T. W., Livesay, G. A., Stone, J. D., Fu, F. H., Woo, S. L.: The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: Evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy.* 13:177-82, 1997.
- Ishii, Y., Terajima, K., Terashima, S., Koga, Y.: Three – dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin Orthop Relat Res*, 343: 144-50, 1997.
- Jackson, D. W., Gasser, S. I.: Tibial tunnel placement in ACL reconstruction. *Arthroscopy.* 10:124, 1994.
- Jakob, R. P., Stäubli, H. U.: Kniegelenk und Kreuzbänder, Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation, Springer, Berlin, 1990, Heidelberg, New York.
- Jones, R. S., Nawana, N. S., Pearcy, M. J., Learmonth, D. J., Bickerstaff, D. R., Costi, J. J., Paterson, R. S.: Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament. *Clin Biomech.* 10:339-344, 1995.

- Kanamori, A., Lee, J. M., Haemmerle, M. J., Vogrin, T. M., Harner, C. D.: A biomechanical analysis of two reconstructive approaches to the posterolateral corner of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 11:312-7, 2003.
- Kanamori, A., Sakane, M., Zeminski, J., Rudy, T. W., Woo, S. L.: In – situ force in the medial and lateral structures of intact and ACL – deficient knees. *J Orthop Sci.* 5:567-71, 2000.
- Kanamori, A., Woo, S. L., Ma, C. B., Zeminski, J., Rudy, T. W., Li, G., Livesay, G. A.: The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy.* 16:633-9, 2000.
- Kanamori, A., Zeminski, J., Rudy, T. W., Li, G., Fu, F. H., Woo, S. L.: The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: a biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy.* 18:394-8, 2002.
- Kennedy, J. C., Hawkins, R. J., Willis, R. B., Danylchuck, K. D.: Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg Am.* 58:350-5, 1976.
- Kilger, R. H., Stehle, J., Fisk, J. A., Thomas, M., Miura, K., Woo, S. L.: Anatomical Double –Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction After Valgus High Tibial Osteotomy: A Biomechanical Study. *Am J Sports Med.* 2006.
- Kilger, R. H., Thomas, M., Hanford, S., Alaseirlis, D. A., Paessler, H. H., Woo, S. L.: The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament using the novel knot/press-fit technique: a cadaveric study. *Am J Sports Med.* 33:856-63, 2005.
- Kremer, K., Lierse, W., Platzer, W., Schreiber, H.W., Weller, S.: *Chirurgische Operationslehre in 10 Bänden, Band 10/2, Arthroskopie – obere und untere Extremität*, Thieme – Verlag, 1998, Stuttgart, New York.
- Langer, K.: *Das Kniegelenk des Menschen*. In *Sitzungsberichte der Akademie der Wissenschaften. Mathematisch – Naturwissenschaftliche Classe, Bde 2, 3.*, Karl Gerolds Sohn, 1858, Wien.
- Lanz, T. von, Wachsmuth, W.: *Praktische Anatomie – Bein und Statik*, Springer-Verlag, 1972, Berlin, Heidelberg, New York.
- Lee, G. C., Cushner, F. D., Vigoritta, V., Scuderi, G. R., Insall, J. N., Scott, W. N.: Evaluation of the anterior cruciate ligament integrity and degenerative arthritic patterns in patients undergoing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 20(1):59-65, 2005.
- Leitschuh, P. H., Doherty, T. J., Taylor, D. C., Brooks, D. E., Ryan, J. B.: Effects of postmortem freezing on tensile failure properties of rabbit extensor digitorum longus muscle tendon complex. *J Orthop Res*, 14:830-3, 1996.
- Lenschow, S., Zantop, T., Weimann, A., Lemburg, T., Raschke, M., Strobel, M., Petersen, W.: Joint kinematics and in situ forces after single bundle PCL reconstruction: a graft placed at the center of the femoral attachment does not restore normal posterior laxity. *Arch Orthop Trauma Surg.* 126:253-9, 2006.
- Levy, I. M., Torzilli, P. A., Gould, J. D., Warren, R. F.: The effect of lateral meniscectomy on motion of the knee. *J. Bone Joint Surg. Am.* 71:401-406, 1989.
- Luciani, E. *Eine in – vitro Studie über die Zugkräfte im Vorderen Kreuzband und Vorderen Kreuzbandersatz (Lig. patellae- und Semitendinosusplastik)*, LMU München, 2003.

- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., Woo, S. L.: The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in – situ forces in the ACL. *J Biomech.* 32:395-400, 1999.
- Li, G., Zayontz, S., Most, E., DeFrate, L. E., Suggs, J. F., Rubash, H. E.: In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. *J Orthop Res.* 22:293-297, 2004.
- Livesay, G. A., Rudy, T. W., Woo, S. L., Runco, T. J., Sakane, M., Li, G., Fu, F. H.: Evaluation of the effect of joint constraints on the in situ force distribution in the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 15:278-84, 1997.
- Loh, J. C., Fukuda, Y., Tsuda, E., Steadman, R. J., Fu, F. H., Woo, S. L.: Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper. *Arthroscopy.* 19:297-304, 2003.
- Lyon, R. M., Woo, S. L., Hollis, J. M., Marcin, J. P., Lee, E. B.: A new device to measure the structural properties of the femur-anterior cruciate ligament – tibia complex. *J. Biomech. Eng.* 111:350-354, 1989.
- Ma, C. B., Janaushek, M. A., Vogrin, T. M., Rudy, T. W., Harner, C. D., Woo, S. L.: Significance of changes in the reference position for measurements of tibial translation and diagnosis of cruciate ligament deficiency. *J Orthop Res.* 18:176-82, 2000a.
- Ma, C. B., Kanamori, A., Vogrin, T. M., Woo, S. L., Harner, C. D.: Measurement of posterior tibial translation in the posterior cruciate ligament – reconstructed knee: significance of the shift in the reference position. *Am J Sports Med.* 31:843-8, 2003.
- Ma, C. B., Papageogiou, C. D., Debski, R. E., Woo, S. L.: Interaction between the ACL graft and MCL in a combined ACL+MCL knee injury using a goat model. *Acta Orthop Scand.* 71:387-93, 2000b.
- Margheritini, F., Mauro, C. S., Rihn, J. A., Stabile, K. J., Woo, S. L., Harner, C. D.: Biomechanical comparison of tibial inlay versus transtibial techniques for posterior cruciate ligament reconstruction: analysis of knee kinematics and graft in situ forces. *Am J Sports Med.* 32:587-93, 2004.
- Margheritini, F., Rihn, J. A., Mauro, C. S., Stabile, K. J., Woo, S. L., Harner, C. D.: Biomechanics of initial tibial fixation in posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 21:1164-71, 2005.
- Marinozzi, G., Pappalardo, S., Steindler, R.: Human knee ligaments: mechanical tests and ultrastructural observations. *Ital J Orthop Traumatol.* 9:231-40, 1983.
- Markolf, K. L., Mensch, J. S., Amstutz, H. C.: Stiffness and laxity of the knee – the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J. Bone Joint Surg. Am.* 58:583-594, 1976.
- Markolf, K. L., Bargar, W. L., Shoemaker, S. C., Amstutz, H. C.: The role of joint load in knee stability. *J. Bone Joint Surg. Am.* 63:570-585, 1981.
- Markolf, K. L., Kochan, A., Amstutz, H. C.: Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg. Am.* 66:242-252, 1984.
- Markolf, K. L., Gorek, J. F., Kabo, J. M., Shapiro, M. S.: Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J. Bone Joint Surg. Am.* 72:557-567, 1990.

- Markolf, K. L., Wascher, D. C., Finerman, G. A.: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures. *J. Bone Joint Surg. Am.* 75:387-394, 1993.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Davis, B. R., Finerman, G. A., Slauterbeck, J. L.: Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part I: insertion of the graft and anterior – posterior testing. *J. Bone Joint Surg. Am.* 78:1720-1727, 1996a.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Cha, C. W., Finerman, G. A., Slauterbeck, J. L.: Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: forces in the graft compared with forces in the intact ligament. *J. Bone Joint Surg. Am.* 78:1728-1734, 1996b.
- Markolf, K. L., Willems, M. J., Jackson, S. R., Finerman, G. A.: In situ calibration of miniature sensors implanted into the anterior cruciate ligament part I: strain measurements. *J. Orthop. Res.* 16:455-463, 1998a.
- Markolf, K. L., Willems, M. J., Jackson, S. R., Finerman, G. A.: In situ calibration of miniature sensors implanted into the anterior cruciate ligament part II: force probe measurements. *J. Orthop. Res.* 16:464-471, 1998b.
- Meister, B. R., Michael, S. P., Moyer, R. A., Kelly, J. D., Schneck, C. D.: Anatomy and kinematics of the lateral collateral ligament of the knee. *Am. J. Sports Med.* 28:869-878, 2000.
- Menschik, A.: Mechanics of the knee-joint. 1 (author's transl). *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 112:481-495, 1974.
- Menschik, A.: Mechanics of the knee joint, part II, the final rotation (author's transl). *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 113:388-400, 1975.
- Meyer, H. v.: Die Mechanik des Kniegelenks. *Arch Anatom Physiol Wiss Med.* 497-547, 1853.
- Mills, O. S. Hull, M. L.: Rotational flexibility of the human knee due to varus/valgus and axial moments in vivo. *J. Biomech.* 24:673-690, 1991.
- Moore, S. M.; Thomas, M.; Woo, S. L.; Gabriel, M. T.; Kilger, R.; Debski, R. E.: A novel methodology to reproduce previously recorded six-degree of freedom kinematics on the same diarthrodial joint. *J Biomech*, (online available) 2005.
- Mommersteeg, T. J., Kooloos, J. G., Blankevoort, L., Kauer, J. M., Huiskes, R., Roeling, F. Q.: The fibre bundle anatomy of human cruciate ligaments. *J. Anat.* 187:461-471, 1995.
- Mow, V. C., Hayes, W. C.: *Basic Orthopaedic Research*, Second Edition, Lippincott – Raven, 1997, Philadelphia.
- Müller, W.: *Das Knie – Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie*, Springer – Verlag, 1982, Berlin, Heidelberg, New York.
- Musahl, V., Plakseychuk, A., VanScyoc, A., Sasaki, T., Debski, R. E., McMahon, P. J., Fu, F. H.: Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior cruciate ligament – reconstructed knee. *Am J Sports Med.* 33:712-8, 2005.
- Nietert, M.: *Untersuchungen zur Kinematik des menschlichen Kniegelenks im Hinblick auf ihre Approximation in der Prothetik*, Disseratation, Berlin, 1975.

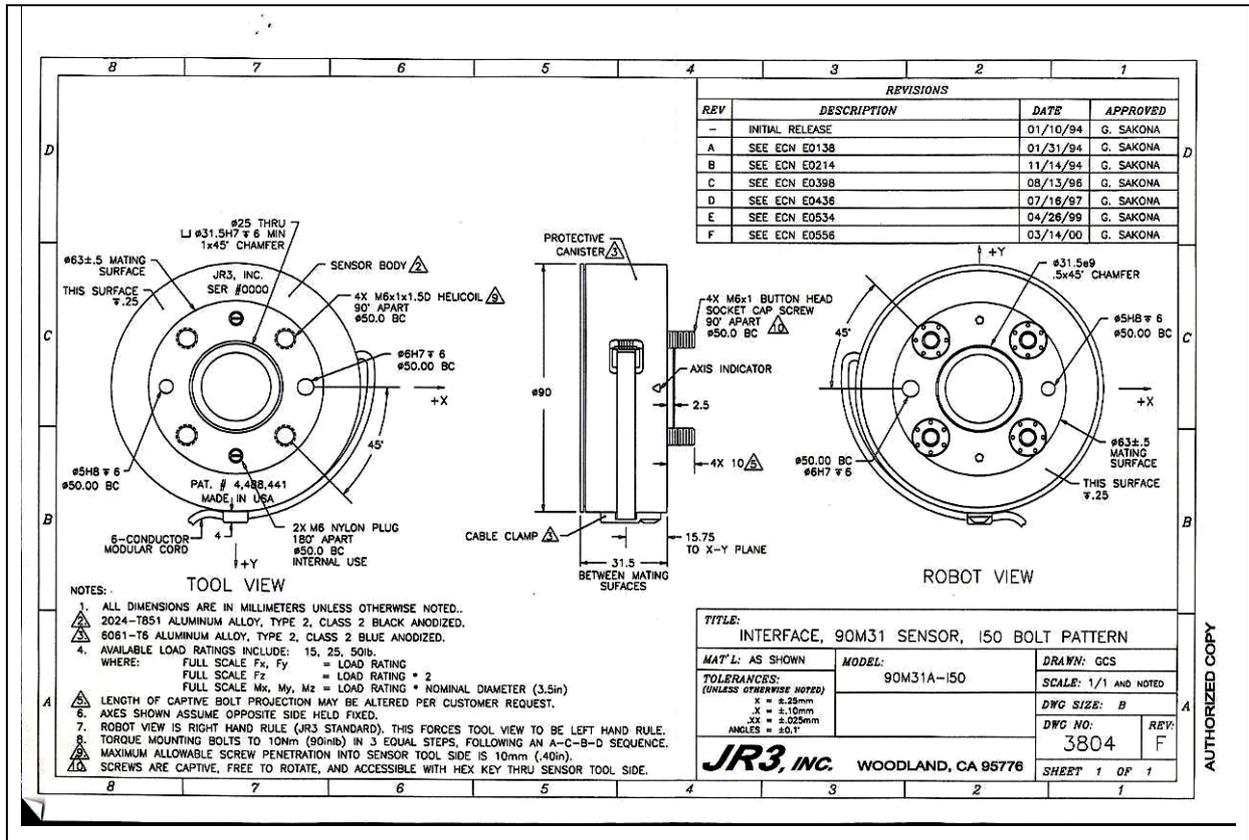
- Noyes, F. R., Grood, E. S.: The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am.* 58:1074-82, 1976.
- Odensten, M., Gillquist, J.: Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J. Bone Joint Surg. Am.* 67:257-262, 1985.
- Palmer, I.: On the injuries of the ligaments of the knee joint. *Acta Chir Scand.* 2-282, 1938.
- Papageorgiou, C. D., Gil, J. E., Kanamori, A., Fenwick, J. A., Woo, S. L., Fu, F. H.: The biomechanical interdependence between the anterior cruciate ligament replacement graft and the medial meniscus. *Am J Sports Med.* 29:226-31, 2001.
- Petersen, W., Lenschow, S., Weimann, A., Strobel, M. J., Raschke, M. J., Zantop, T.: Importance of femoral tunnel placement in double – bundle posterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical analysis using a robotic/universal force – moment sensor testing system. *Am J Sports Med.* 34:456-63, 2006.
- Petersen, W., Tillmann, B.: Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat. Embryol. (Berl).* 200:325-334, 1999.
- Petersen, W., Tillmann, B.: Anatomie des Hinteren Kreuzbandes. *Arthroskopie.* 13: 3-10. 2000.
- Petersen, W., Tillmann, B.: Anatomie und Funktion des Vorderen Kreuzbandes. *Orthopäde* 31:710-718. 2002.
- Piazza, S. J., Cavanagh, P. R.: Measurement of the screw – home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *J. Biomech.* 33:1029-1034, 2000.
- Pinczewski, L. A., Deehan, D. J., Salmon, L. J., Russell, V. J., Clingeleffer, A.: A five-year comparison of patellar tendon versus four-strand hamstring tendon autograft for arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med,* 30(4): 523-36, 2002.
- Piziali, R. L., Rastegar, J. C.: Measurement of the nonlinear, coupled stiffness characteristics of the human knee. *J. Biomech.* 10:45-51, 1977.
- Piziali, R. L., Seering, W. P., Nagel, D. A., Schurman, D. J.: The function of the primary ligaments of the knee in anterior – posterior and medial – lateral motions. *J. Biomech.* 13:777-784, 1980.
- Prietto, M.P., Bain, J.R., Stonebrook, S.N.: Tensile strength of the human posterior cruciate ligament (PCL). *Trans 34th Ann ORS* 13:195, 1988.
- Putz, R.: Anatomy and biomechanics of the knee joint. *Radiologe.* 35:77-86, 1995.
- Race, A., Amis, A. A.: PCL reconstruction. In vitro biomechanical comparison of 'isometric' versus single and double-bundled 'anatomic' grafts. *J Bone Joint Surg Br,* 80:173-9, 1998.
- Reuleaux, F: *Lehrbuch der Kinematik, Zweiter Band: Die Praktischen Beziehungen der Kinematik zu Geometrie und Mechanik,* Seiten 165ff, Friedrich Vieweg und Sohn, 1900, Braunschweig.
- Rudy, T. W., Livesay, G. A., Woo, S. L., Fu, F. H.: A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments. *J Biomech.* 29:1357-60, 1996.
- Rudy, T. W., Sakane, M., Debski, R. E., Woo, S. L.: The effect of the point of application of anterior tibial loads on human knee kinematics. *J Biomech.* 33:1147-52, 2000.

- Rupp, S., Hopf, T., Hess, T., Seil, R., Kohn, D. M.: Resulting tensile forces in the human bone – patellar tendon – bone graft: direct force measurement in vitro. *Arthroscopy*. 15:179-184, 1999.
- Sakane, M., Fox, R. J., Woo, S. L., Livesay, G. A., Li, G., Fu, F. H.: In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J. Orthop. Res.* 15:285-293, 1997.
- Sakane, M., Livesay, G. A., Fox, R. J., Rudy, T. W., Runco, T. J., Woo, S. L.: Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee. *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 7:93-97, 1999.
- Scarvell, J. M., Smith, P. N., Refshauge, K. M., Galloway, H. R., Woods, K. R.: Association between abnormal kinematics and degenerative change in knees of people with chronic anterior cruciate ligament deficiency: a magnetic resonance imaging study. *Aust J Physiother.* 51(4):233-40, 2005.
- Scheffler, S. U., Clineff, T. D., Papageorgiou, C. D., Debski, R. E., Benjamin, C., Woo, S. L.: Structure and function of the healing medial collateral ligament in a goat model. *Ann Biomed Eng.* 29:173-80, 2001.
- Seering, W. P., Piziali, R. L., Nagel, D. A., Schurman, D. J.: The function of the primary ligaments of the knee in varus – Valgus and axial rotation. *J. Biomech.* 13:785-794, 1980.
- Shapiro, M. S., Markolf, K. L., Finerman, G. A., Mitchell, P. W.: The effect of section of the medial collateral ligament on force generated in the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg. Am.* 73:248-256, 1991.
- Shaw, J. A., Murray, D. G.: The longitudinal axis of the knee and the role of the cruciate ligaments in controlling transverse rotation. *J Bone Joint Surg Am.* 56:1603-9, 1974.
- Shoemaker, S. C., Markolf, K. L.: Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament – deficient knees. An in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. *J. Bone Joint Surg. Am.* 67:136-146, 1985.
- Shoemaker, S. C., Markolf, K. L.: The role of the meniscus in the anterior – posterior stability of the loaded anterior cruciate – deficient knee. Effects of partial versus total excision. *J. Bone Joint Surg. Am.* 68:71-79, 1986.
- Sigmund F.: In – vitro – Bestimmung der Bruchlast des Vorderen Kreuzbandes im dynamischen Lastfall, *Sportorthopädie – Sporttraumatologie* 13.4: 225-29, 1997.
- Song, Y., Debski, R. E., Musahl, V., Thomas, M., Woo, S. L.: A three – dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *J Biomech.* 37:383-90, 2004.
- Stäubli, H. U., Rauschnig, W.: Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position. Anatomy and cryosections in vitro complemented by magnetic resonance arthrography in vivo. *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2:138-146, 1994.
- Stäubli, Stäubli Faverges: Arm RX90 family characteristics. Specifications of the robot Stäubli RX90B. Available at www.staebli.com, 2001.
- Steiner, M. E., Hecker, A. T., Brown, C. H., Jr., Hayes, W. C.: Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med.* 22:240-7, 1994.
- Strobel, M., Stedtfeld, H. W., Eichhorn, H. J.: Diagnostik des Kniegelenks, Springer, 1996, Berlin.

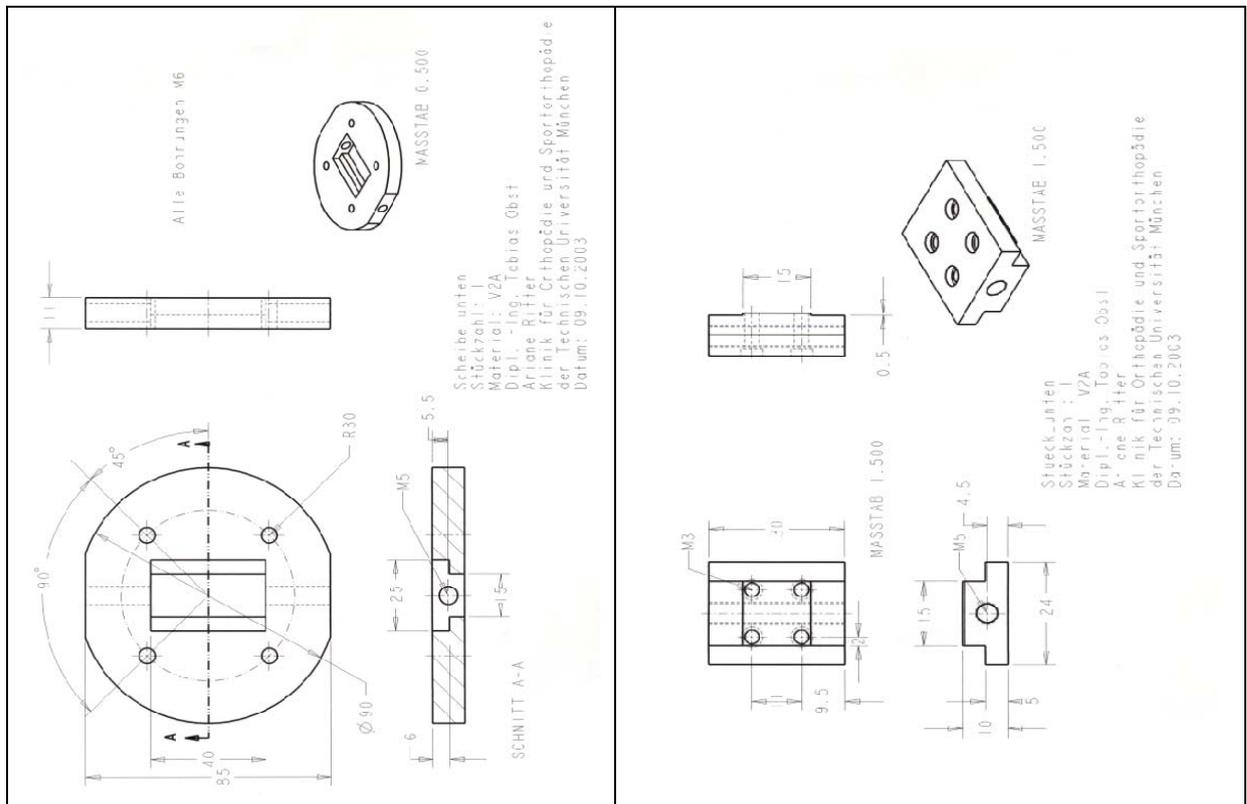
- Takai, S., Woo, S. L., Livesay, G. A., Adams, D. J., Fu, F. H.: Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament. *J. Orthop. Res.* 11:686-695, 1993.
- Tan, J. L., Chang, P. C., Mitra, A. K., Tay, B. K.: Anthropometry of anterior cruciate ligament in Singaporean Chinese. *Ann Acad Med Singapore*, 27(6): 776-9, 1998.
- Tansatit, T., Saowaprut, S., Kanchanatawan, W., and Chomkerd, T.: Pattern of angular change of the anterior cruciate ligament across the range of knee flexion and the related anatomical dimensions. *J Med Assoc Thai*, 88 Suppl 4: S95-102, 2005.
- Torzilli, P. A., Deng, X., Warren, R. F.: The effect of joint – compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament – sectioned knee. *Am. J. Sports Med.* 22:105-112, 1994.
- Trent, P. S., Walker, P. S., Wolf, B.: Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint. *Clin Orthop Relat Res.* 117:263-70, 1976.
- Tsuda, E., Fukuda, Y., Loh, J. C., Debski, R. E., Fu, F. H., Woo, S. L.: The effect of soft – tissue graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction on graft – tunnel motion under anterior tibial loading. *Arthroscopy.* 18:960-7, 2002.
- Van Ee, C. A., Chasse, A. L., Myers, B. S.: Quantifying skeletal muscle properties in cadaveric test specimens: effects of mechanical loading, post – mortem time and freezer storage, *J Biomech Eng.* 122:9-14, 2000.
- Vogrin, T. M., Höher, J., Aroen, A., Woo, S. L., Harner, C. D.: Effects of sectioning the posterolateral structures on knee kinematics and in situ forces in the posterior cruciate ligament. *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 8:93-98, 2000.
- Wang, C. J., Walker, P. S.: Rotatory laxity of the human knee joint. *J. Bone Joint Surg. Am.* 56:161-170, 1974.
- Warren, L. A., Marshall, J. L., Girgis, F.: The prime static stabilizer of the medial side of the knee, *J. Bone Joint Surg. Am.* 56:665-674, 1974.
- Wascher, D. C., Markolf, K. L., Shapiro, M. S., Finerman, G. A.: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: The effect of multiplane loading in the intact knee. *J. Bone Joint Surg. Am.* 75:377-386, 1993.
- Weber, Wilhelm und Eduard: *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*, 1836, Göttingen.
- Weiss, J. A., Gardiner, J. C., Bonifasi-Lista, C.: Ligament material behavior is nonlinear, viscoelastic and rate – independent under shear loading. *J. Biomech.* 35:943-950, 2002.
- Wetz, H. H., Jacob, H. A.: Functional anatomy and kinematics of the femorotibial joint. Results of research 1836-1950. *Orthopäde.* 30:135-144, 2001.
- Wilson, D. R., Feikes, J. D., Zavatsky, A. B., O'Connor, J. J.: The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *J. Biomech.* 33:465-473, 2000.
- Woo, S. L., Chan, S. S., Yamaji, T.: Biomechanics of knee ligament healing, repair and reconstruction. *J Biomech.* 30:431-9, 1997.
- Woo, S. L., Debski, R. E., Withrow, J. D., Janaushek, M. A.: Biomechanics of knee ligaments. *Am. J. Sports Med.* 27:533-543, 1999a.

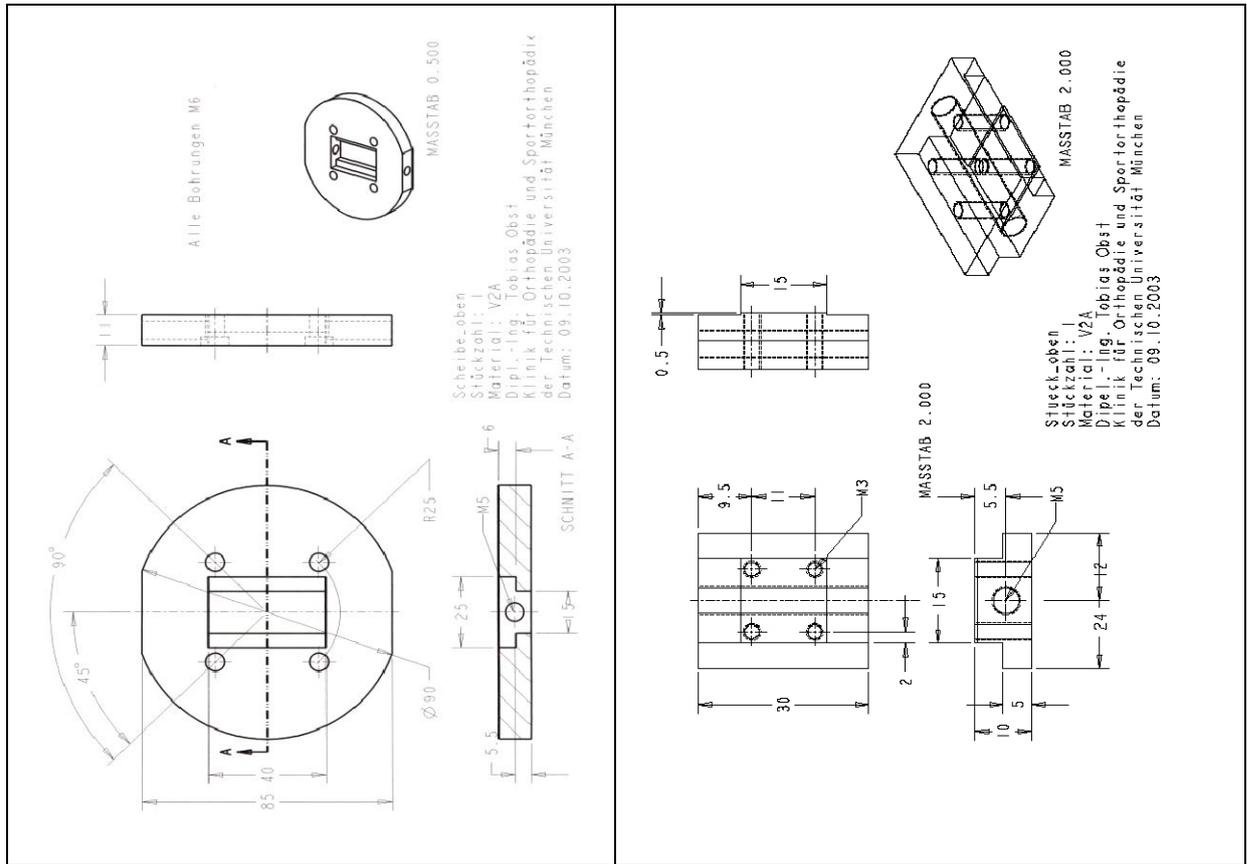
- Woo, S. L., Debski, R. E., Wong, E. K., Yagi, M., Tarinelli, D.: Use of robotic technology for diarthrodial joint research. *J Sci Med Sport*. 2:283-97, 1999b.
- Woo, S. L., Orlando, C. A., Camp, J. F., Akeson, W. H.: Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J. Biomech*. 19:399-404, 1986.
- Woo, S. L., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M., Takai, S.: Tensile properties of the human femur – anterior cruciate ligament – tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am. J. Sports Med*. 19:217-225, 1991.
- Woo, S. L., Kanamori, A., Zeminski, J., Yagi, M., Papageorgiou, C., Fu, F. H.: The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon. A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J. Bone Joint Surg. Am*. 84:907-914, 2002.
- Wu, G., Cavanagh, P. R.: ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J. Biomech*. 28:1257-1261, 1995.
- Xerogeanes, J. W., Takeda, Y., Livesay, G. A., Ishibashi, Y., Kim, H. S., Fu, F. H., Woo, S. L.: Effect of knee flexion on the in situ force distribution in the human anterior cruciate ligament. *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc*. 3:9-13, 1995.
- Yagi, M., Wong, E. K., Kanamori, A., Debski, R. E., Fu, F. H., Woo, S. L.: Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 30:660-6, 2002.
- Yamamoto, Y., Hsu, W. H., Fisk, J. A., Van Scyoc, A. H., Miura, K., Woo, S. L.: Effect of the iliotibial band on knee biomechanics during a simulated pivot shift test. *J Orthop Res*. 24:967-73, 2006.
- Yamamoto, Y., Hsu, W. H., Woo, S. L., Van Scyoc, A. H., Takakura, Y., Debski, R. E.: Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med*. 32:1825-32, 2004.
- Zantop, T., Lenschow, S., Lemburg, T., Weimann, A., Petersen, W.: Soft-tissue graft fixation in posterior cruciate ligament reconstruction: evaluation of the effect of tibial insertion site on joint kinematics and in situ forces using a robotic/UFS testing system. *Arch Orthop Trauma Surg*. 124:614-20, 2004.
- Zuppinger, H.: Die active Beinflexion im unbelasteten Kniegelenk. Habilitationsschrift, Universität Zürich, 1904.

13. Anhang

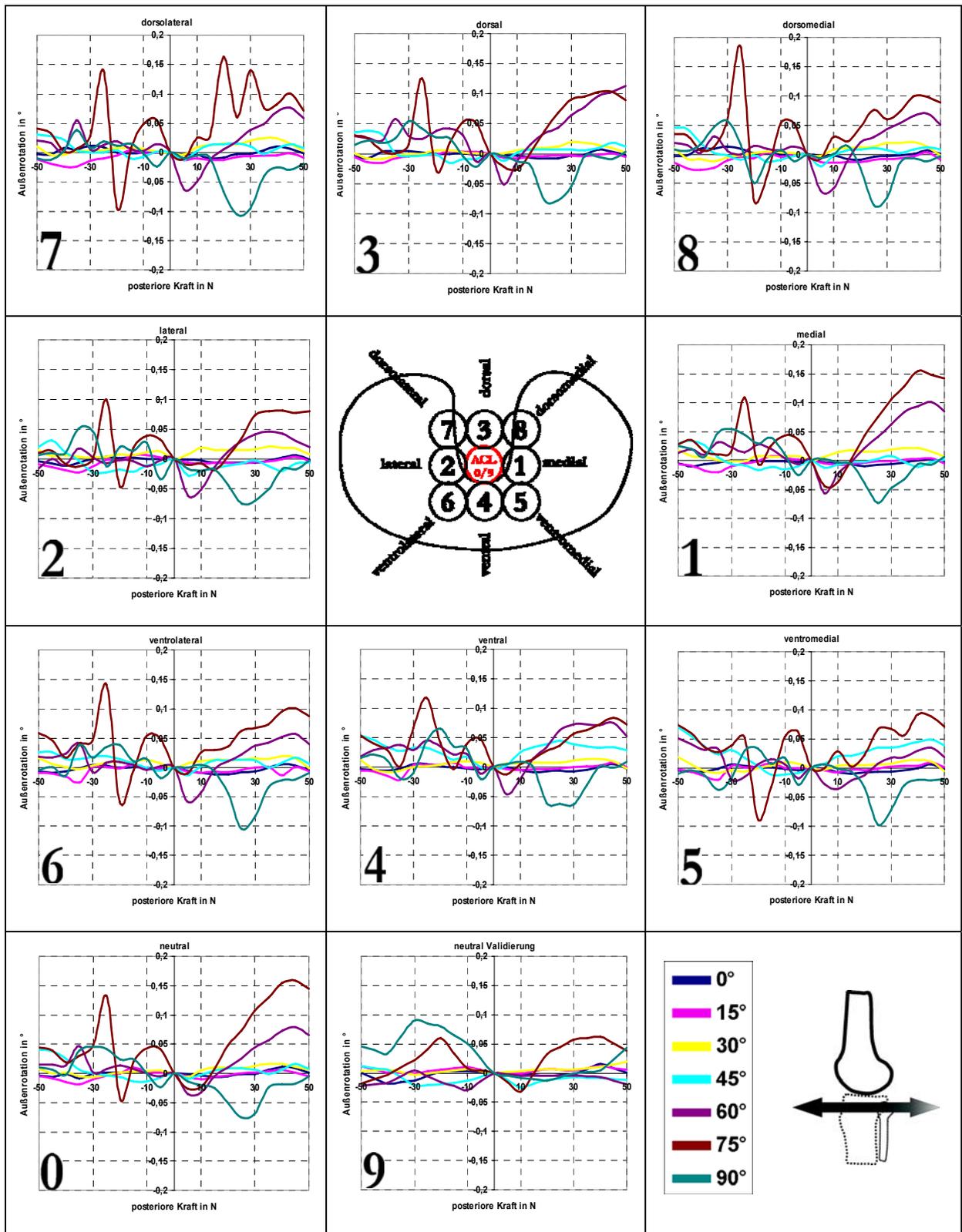


A 1: Datenblatt Kraftsensor

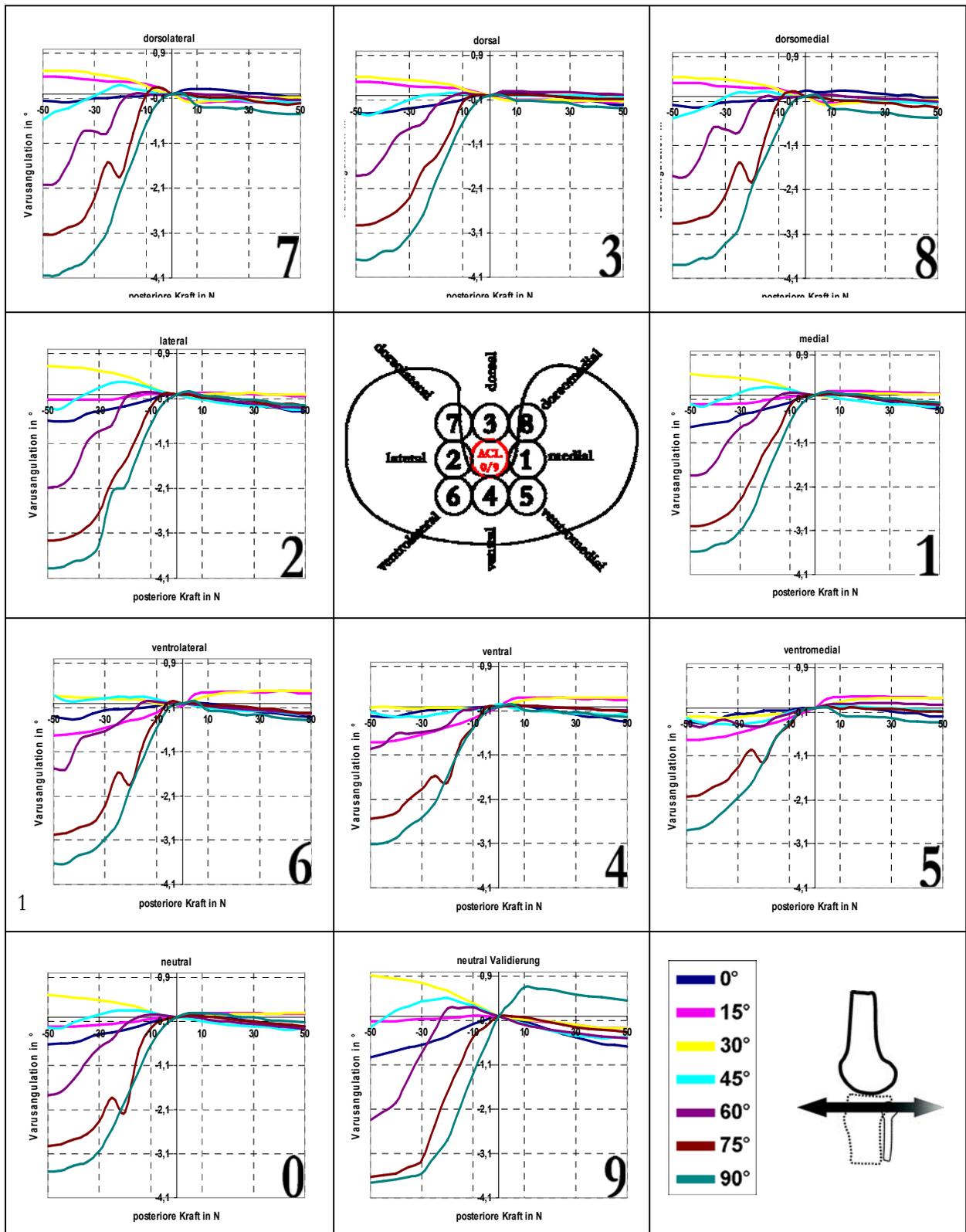




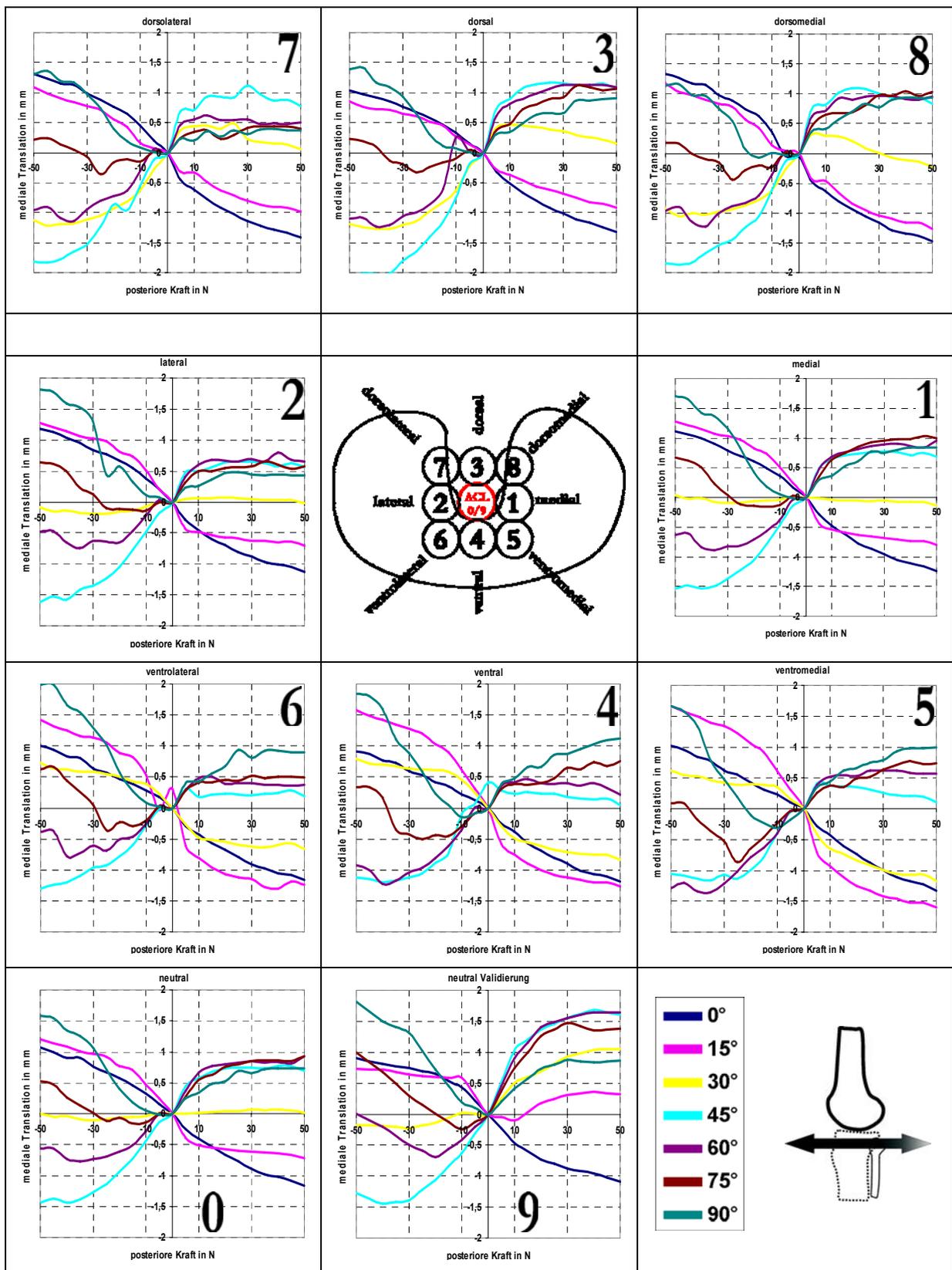
A 2: Konstruktionszeichnungen der Bauteile des XY – Verschiebetischs.



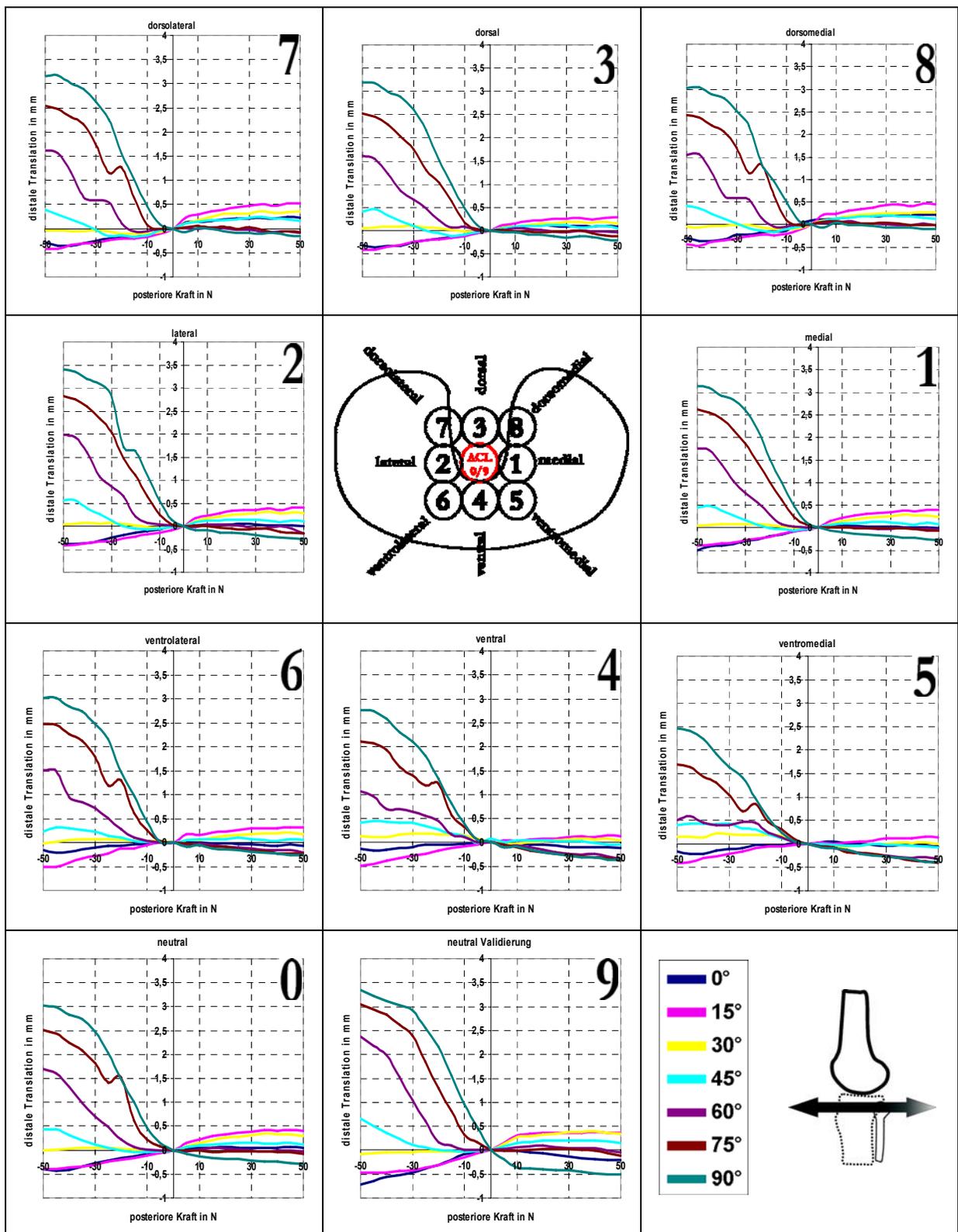
A 3: Einfluß der Positionierung des ACL - Ansatzes auf die sekundäre Innenrotation – Außenrotation bei AP – Belastung.



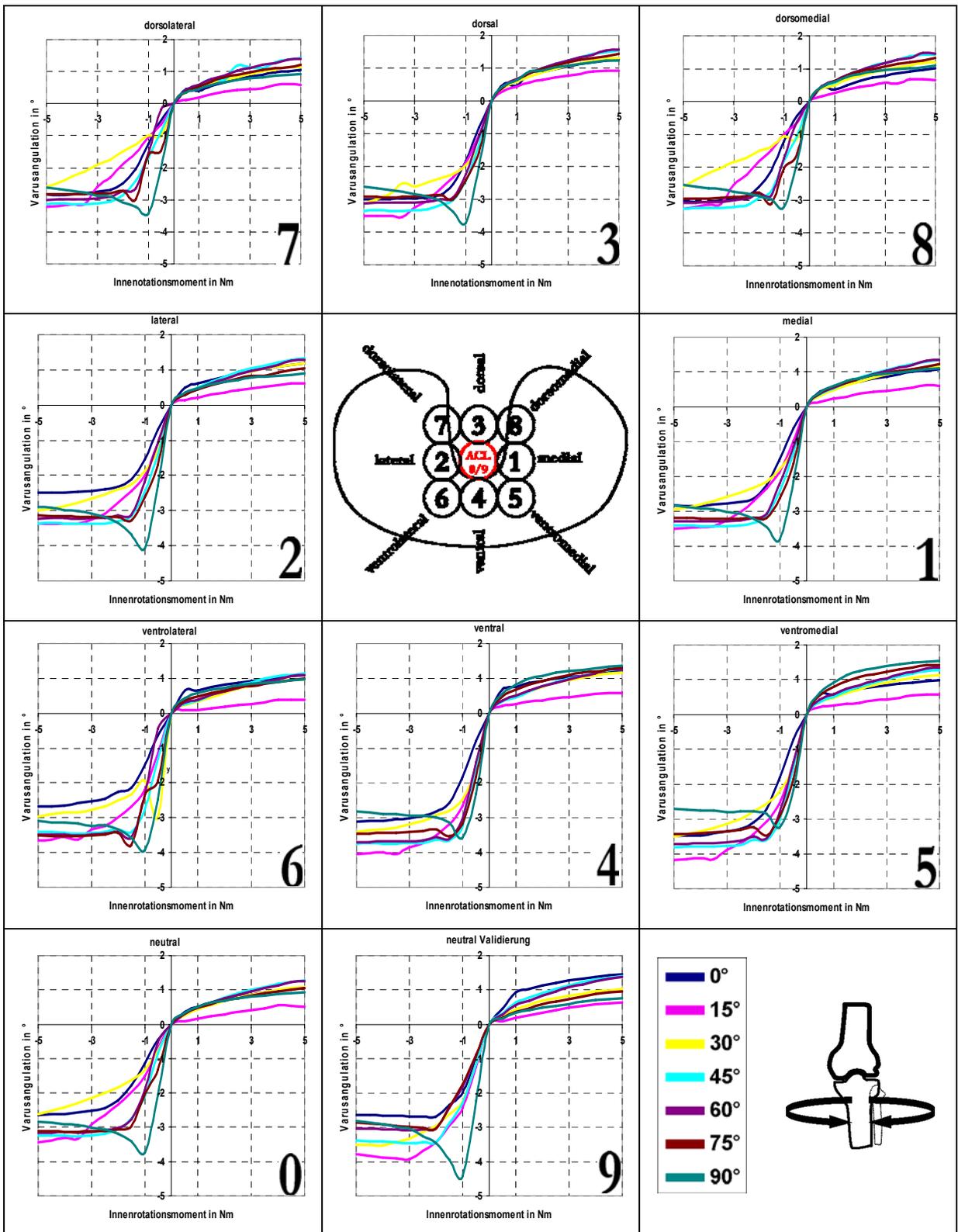
A 4: Einfluß der Positionierung des ACL – Ansatzes auf die sekundäre Varus – Valgus Angulation bei AP – Belastung.



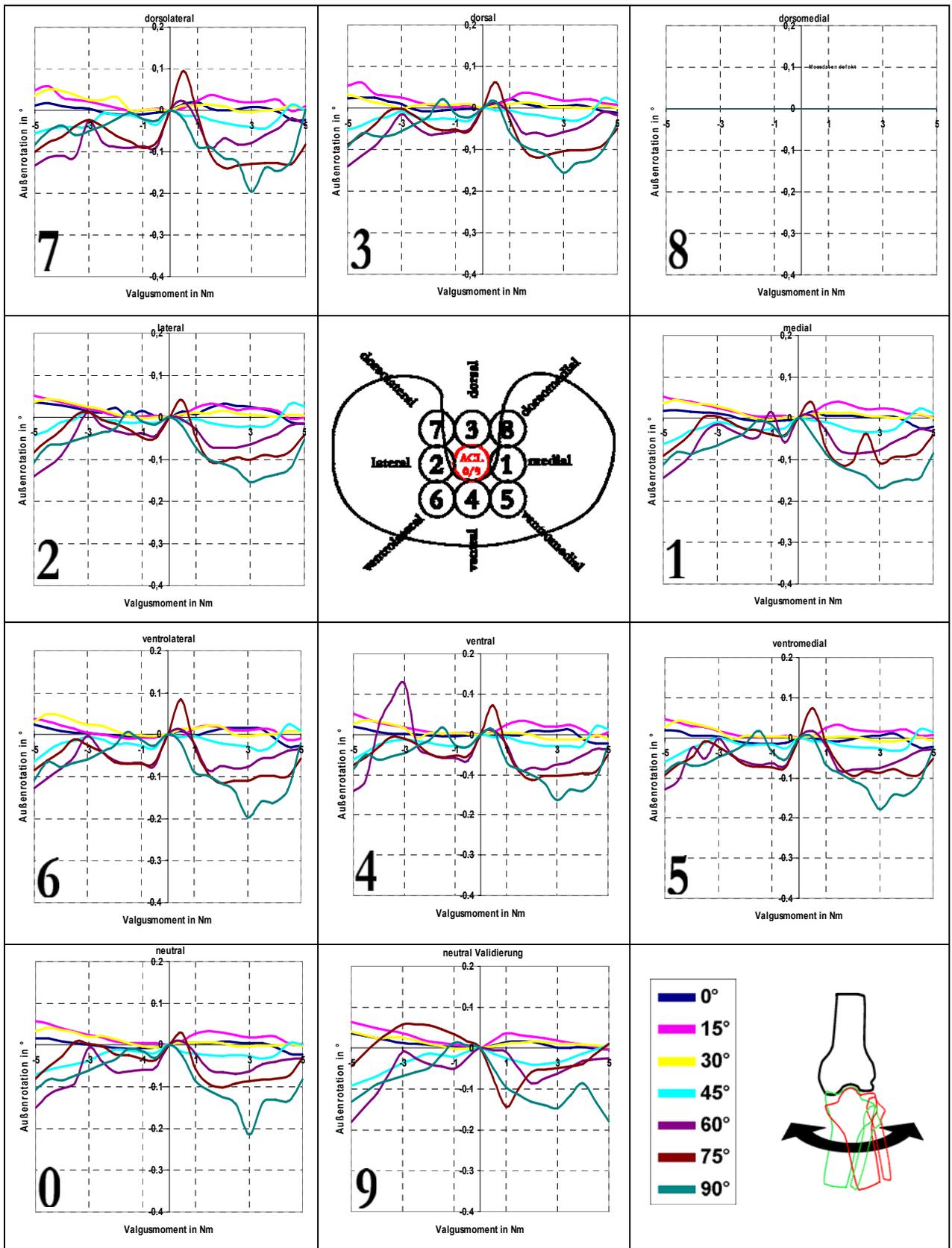
A 5: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre medial – laterale Translation bei AP – Belastung.



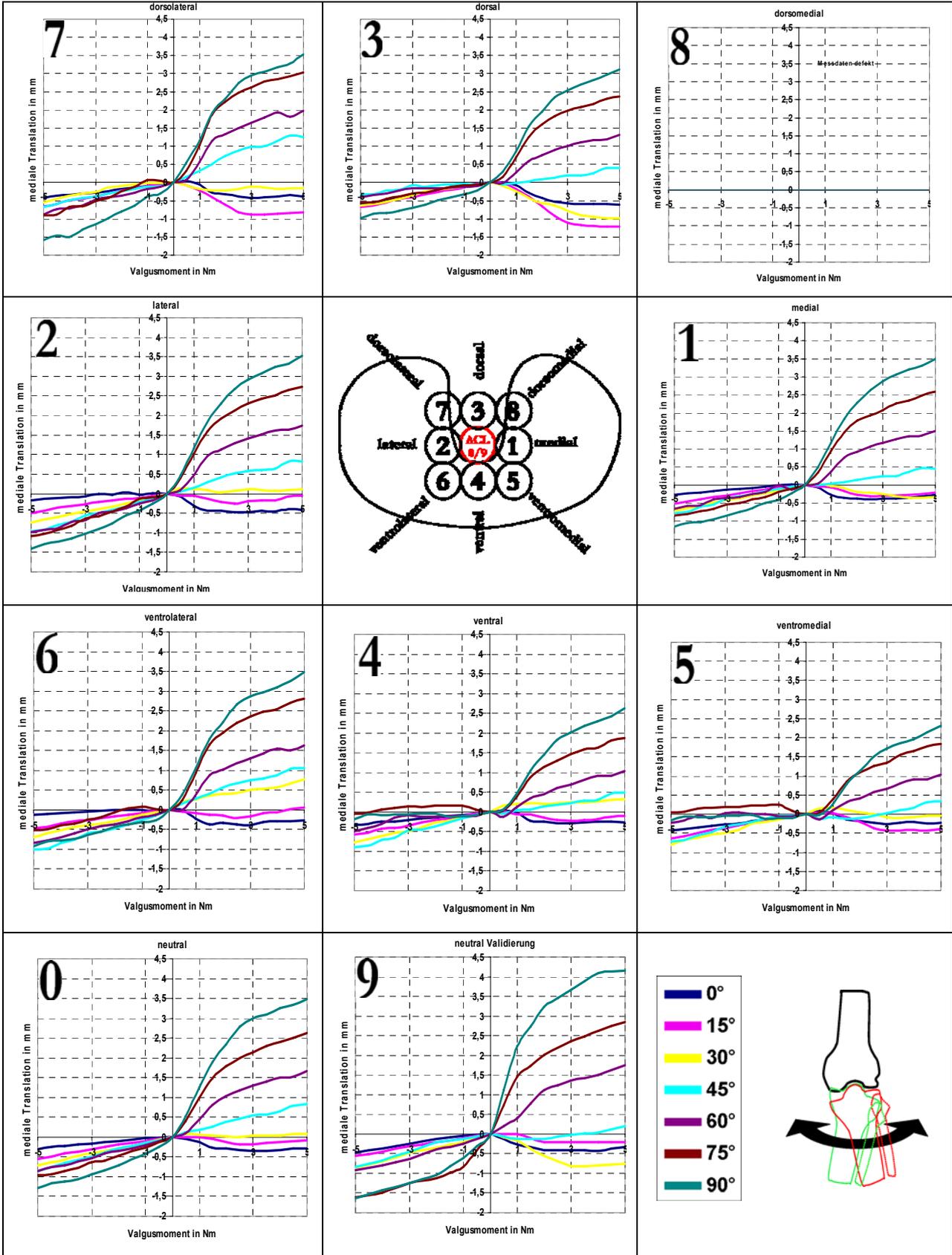
A 6: Einfluß der Positionierung des ACL - Ansatzes auf die sekundäre proximal – distale Translation bei AP – Belastung.



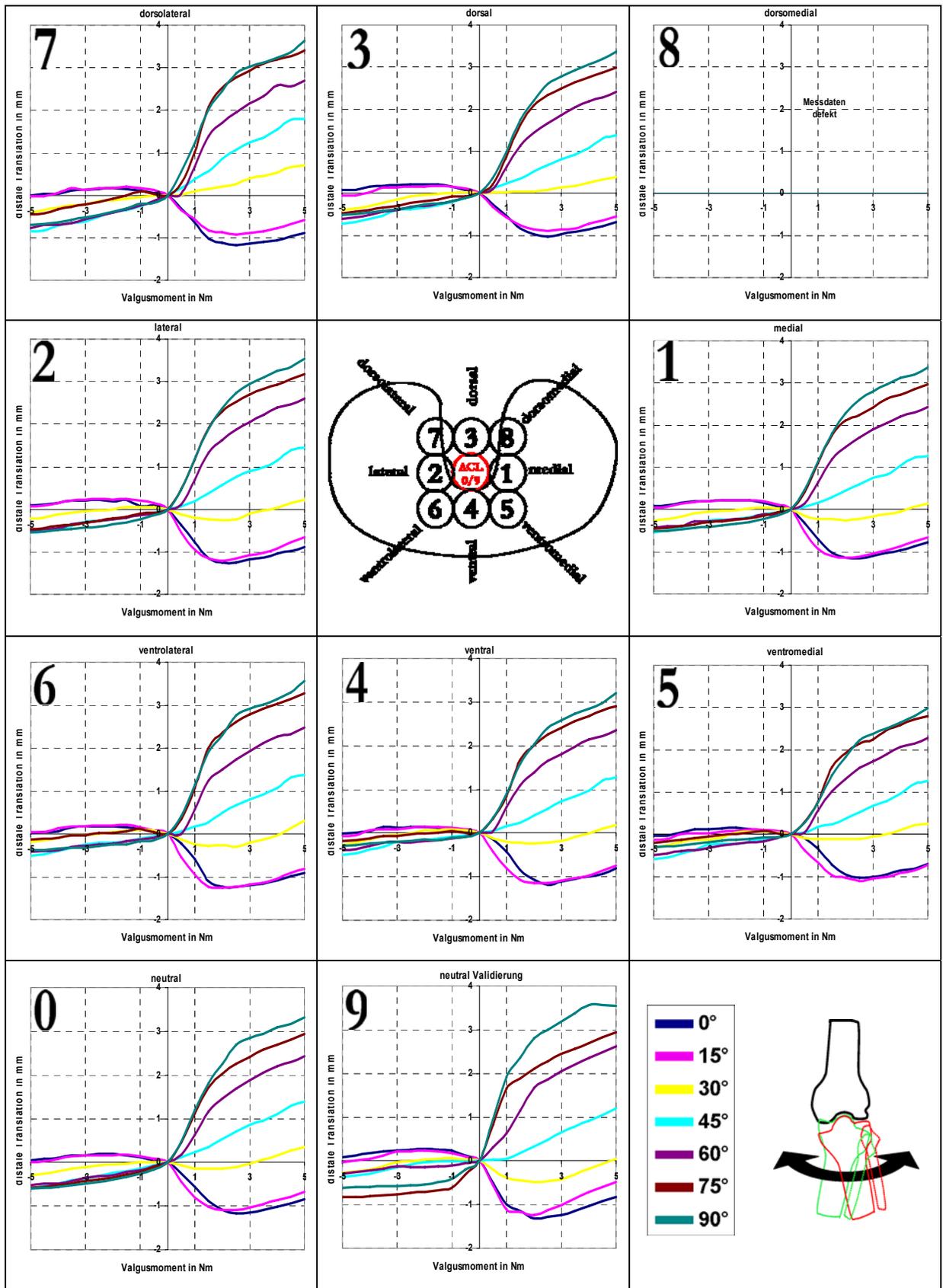
A 7: Einfluß der ACL Positionierung auf die Varus – Valgus Angulation bei IE – Belastung.



A 8: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre Innenrotation – Außenrotation bei VV – Belastung.



A 9: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre medial – laterale Translation bei VV – Belastung.



A 10: Einfluß der ACL Positionierung auf die sekundäre proximal – distale Translation bei VV – Belastung.

T 1: Kraftmessung am ACL(ohne Arbeiten mit Robotertechnik): Literaturüberblick.

Autor	Meßaufbau	In Vitro/In Vivo	Untersuchte Freiheitsgrade
Markolf 1990	Universalprüfmaschine	in Vitro	Flexion – Extension Innenrotation – Außenrotation Varus - Valgus
Shapiro 1991	besonderes Design	in Vitro	anterior – posterior Innenrotation – Außenrotation Varus – Valgus
Wascher 1993	Universalprüfmaschine	in Vitro	Flexion – Extension mit Muskelsimulation anterior – posterior Innenrotation – Außenrotation
Markolf 1993a	Universalprüfmaschine	in Vitro	Innenrotation – Außenrotation Varus – Valgus Posterior + Innenrotation/Außenrotation
Holden 1994	Direkte Kraftmessung	in Vivo	Tierversuch bei Laufen
Dürselen 1995	besonderes Design	in Vitro	Flexion - Extension
Markolf 1996a	Universalprüfmaschine	in Vitro	anterior – posterior Innenrotation - Außenrotation
Markolf 1996b	Universalprüfmaschine	in Vitro	anterior – posterior Innenrotation – Außenrotation Varus - Valgus
Markolf 1998a	Universalprüfmaschine	in Vitro	anterior – posterior Innenrotation – Außenrotation Varus - Valgus
Markolf 1998b	Universalprüfmaschine	in Vitro	anterior – posterior Innenrotation – Außenrotation Varus - Valgus
Rupp 1999	besonderes Design	in Vitro	Flexion – Extension Varus - Valgus Einfluß der Quadrizepsanspannung auf die Kraft im ACL

Programme für die Auswertung der Daten in Matlab (von Dr. Ing. M. Frey)

Programm für Meßdaten ein Sensor

```
% function out = daq_loadVV(in)
% This function loads daq data from disk and puts them into a VV-Struct (Docu 12/02)
% in: Filename
% out: VV-Struct
function AU4 = daq_load(in)
% load data into vector AU1
AU1 = daq_load(in);
% put data into a matrix AU2
AU2 = daq_split(AU1(37:length(AU1),1));
%AU2= AU2_a(:,5:length(AU2_a));
%figure(10);
%plot(AU2(13,:),AU2(1:12,:));
einfahr = input('Sehen Sie in figure 10 nach der Anzahl der Einfahrvorgänge: ');
schwelle = input('Wie hoch ist die Einfahrschwelle? ');
```

```

DOF = input('nach welchem DOF soll extrahiert werden? (1: ML, 2: AP, 3: PD, 4: EF, 5: VV, 6: IA) ');
punktzahl= input('Wie viele Punkte hat jeder Flexionswinkel?');
% vorsorgliches Verlängern von AU2, falls abgeschnitten
AU2_copy = AU2;
lAU2 = length(AU2);
AU2 = [AU2_copy zeros(13, punktzahl)];
for ii=1:punktzahl
AU2(:,lAU2+ii) = AU2_copy(:,lAU2);
end;
% Einfahrvorgänge wegschmeißen:
AU4 = daq_VVStruct(AU2, einfahr, schwelle, DOF, punktzahl)
%out = daq_VVStruct_add_sdat(AU4,DOF)

```

Programm Matlab für Messungen Kreuzband

```

% function out = daq_loadVV(in)
% This function loads daq data from disk and puts them into a VV-Struct (Docu 12/02)
% in: Filename
% out: VV-Struct
function AU4 = daq_load(in)
% load data into vector AU1
AU1 = daq_load(in);
% put data into a matrix AU2
AU2 = daq_split(AU1(37:length(AU1),1));
%AU2= AU2_a(:,5:length(AU2_a));
%figure(10);
%plot(AU2(13,:),AU2(1:12,:));
einfahr = input('Sehen Sie in figure 10 nach der Anzahl der Einfahrvorgänge: ');
schwelle = input('Wie hoch ist die Einfahrschwelle? ');
DOF = input('nach welchem DOF soll extrahiert werden? (1: ML, 2: AP, 3: PD, 4: EF, 5: VV, 6: IA) ');
punktzahl= input('Wie viele Punkte hat jeder Flexionswinkel?');
% vorsorgliches Verlängern von AU2, falls abgeschnitten
AU2_copy = AU2;
lAU2 = length(AU2);
AU2 = [AU2_copy zeros(19, punktzahl)];
for ii=1:punktzahl
AU2(:,lAU2+ii) = AU2_copy(:,lAU2);
end;
% Einfahrvorgänge wegschmeißen:
AU4 = daq_VVStruct(AU2, einfahr, schwelle, DOF, punktzahl)
%out = daq_VVStruct_add_sdat(AU4,DOF)

```

14. Danksagung

Herzlich bedanken möchte ich mich bei allen, die mich mit Rat und Tat bei der Erstellung dieser Dissertation unterstützt haben. Mein besonderer Dank gilt folgenden Personen:

Herrn Professor Dr. med. R. Gradinger, Ordinarius und Direktor der Orthopädischen Klinik am Klinikum rechts der Isar der TU München. Ohne die Unterstützung während meiner Forschungszeit in seiner Klinik und die zur Verfügung gestellte Infrastruktur, wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Selbst während meiner klinischen Tätigkeit war es kein Problem, wissenschaftlich zu arbeiten. Hierfür einen ganz besonderen Dank.

Herrn Dr. R. Burgkart, Oberarzt der Orthopädischen Klinik, für die praktische Unterstützung während der Arbeit und im Rahmen des Projektes „VOR“. Er war es, der das Projekt und die Aufgabenstellung wesentlich mitgestaltete und die Aufgabenstellung für mich vorgab. Er hatte stets – trotz seines überladenen Terminkalenders – Zeit für gute Diskussionen und die Planung des Projektes, bei der sein großes technisches Verständnis und Wissen immer eine Lösung ermöglichte. Besonders hervorheben möchte ich auch sein unglaubliches, handwerkliches Geschick, mit dem er das Projekt intensiv unterstützt hat. Zusätzlich hatte er immer ein offenes Ohr für klinische Themen, die er mir mit großer Geduld nahebrachte. Für all das, lieber Rainer, möchte ich mich ganz herzlich bei Dir bedanken.

Herrn Prof. Dr. R. Riener, ehemals Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik der Technischen Universität München, jetzt am Spinal Cord Injury Center der Universität Zürich, Schweiz, für die technische Leitung des Projektes „VOR“, für die umfassende, technische Unterstützung und die immer freundliche Art, selbst in noch so frustrierenden Situationen.

Herrn Dipl. Ing. M. Frey vom Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik der Technischen Universität München. Wir haben zusammen unzählige Tage am Meßstand verbracht und viele, teilweise hitzige, aber meist erfolgreiche Diskussionen geführt. Ohne Ihn wären die Versuche nicht möglich gewesen.

Ein ganz herzlicher Dank gebührt auch Herrn Dipl. Ing. Tobias Obst und seinen Mitarbeitern, sowie Herrn Dipl. Ing. Florian Fehr für die große Unterstützung bei der Konstruktion des Verschiebetisches für die Kreuzbandmessungen, die Berechnung des Computermodells für den Meßaufbau und die vielen fruchtbaren Diskussionen. Vielen Dank Euch beiden.

Herrn Dipl. Inf. Thomas Pröll, der bei Software – Problemen in unserer Arbeitsgruppe und auch privat unersetzlich war. Vielen Dank lieber Thomas, für die immer freundliche und hilfsbereite Art, zu jeder Tages- und Nachtzeit.

Der Firma Merzendorfer Orthopädietechnik, namentlich Herrn Frohnauer, Herrn Bayer und Herrn Grüttner. Mit ihren technischen Hilfestellungen und den unzähligen Espressos haben sie die Durchführung der Arbeit maßgeblich unterstützt.

Meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht und mich bedingungslos unterstützt haben. Ich hoffe, ich werde davon einmal etwas zurückgeben können. Vielen herzlichen Dank.

An alle die mich unterstützt haben nochmals meinen herzlichen Dank.